
VALIDITÄT DER HERZFREQUENZ ZUR BESTIMMUNG DES
TRAININGSBEREICHES GRUNDLAGENAUSDAUER 1

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Hans Martin Wick

geboren am 14.01.1988 in Erfurt

Gutachter

1. apl. Prof. Dr. med. Ulrich Christian Smolenski, Jena
2. Prof. Dr. med. Egbert Johannes Seidel, Weimar
3. Univ.-Prof. Dr. Lars Donath, Köln

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.02.2020

Abkürzungsverzeichnis

AÄ	Atemäquivalent
Abb.	Abbildung
ACSM	American College of Sports Medicine
ADL	activity of daily living
aeS	aerobe Schwelle
BA-Plot	Bland-Altman-Plot
CK	Kreatinkinase
DIFF	Differenz
EKG	Elektrokardiogramm
IAS	individuelle anaerobe Schwelle
HDL	high-density lipoprotein
HF	Herzfrequenz
HFmax	maximale Herzfrequenz
HFR	Herzfrequenzreserve
HRV	heart rate variability, Herzfrequenzvariabilität
GA	Grundlagenausdauer
Gr.	Gruppe
J.	Jahre
KHK	Koronare Herzkrankheit
LA	Lebensalter
LDL	low-density lipoprotein
m	männlich bzw. Meter
MET	metabolisches Äquivalent
MQF	mittlerer quadratischer Fehler
MRHF	morgendliche Ruheherzfrequenz
MW	Mittelwert
n	Anzahl
O ₂	Sauerstoff
OGW	oberer Grenzwert
p-Wert	Signifikanzwert
R ²	Bestimmtheitsmaß
REKOM	Regenerations- und Kompensationsbereich

RPE	rating of perceived exertion
RQ	respiratorischer Quotient
RR	Blutdruck
SD	Standardabweichung
SW	Spannweite
Tab.	Tabelle
UGW	unterer Grenzwert
VO ₂ max	maximale Sauerstoffaufnahme
VO ₂ R	Sauerstoffaufnahmereserve
VS	ventilatorische Schwelle
w	weiblich
WSA	wettkampfspezifische Ausdauer

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	1
2	Einleitung	3
3	Ziele und Fragestellungen	19
4	Material und Methoden	21
4.1	Literaturrecherche	21
4.2	Studiendesign	26
4.3	Stichproben	26
4.4	Erhebungsinstrumente	28
4.4.1	Anamnese und Probandenaufklärung	28
4.4.2	Messung morgendliche Ruheherzfrequenz	28
4.4.3	Fahrradergometrie	28
4.5	Statistik	31
5	Ergebnisse	35
5.1	Bestimmung einer radspezifischen HFmax-Formel	35
5.1.1	Bestimmung einer radspezifischen HFmax-Formel in Gruppe 1	35
5.1.2	Bestimmung einer radspezifischen HFmax-Formel in Gruppe 2	36
5.2	Validität von Formeln für die HFmax-Bestimmung	36
5.2.1	Vergleich von berechneter und durch Test erzielte HFmax in Gruppe 1	36
5.2.2	Vergleich von berechneter und durch Test erzielte HFmax in Gruppe 2	39
5.3	Vergleich Trainingsbereich GA 1 nach Laktatleistungsdiagnostik und nach Karvonen-Formel	41
5.3.1	Vergleich Trainingsbereich GA 1 nach Laktatleistungsdiagnostik und nach Karvonen-Formel in Gruppe 1	41
5.3.2	Vergleich Trainingsbereich GA 1 nach Laktatleistungsdiagnostik und nach Karvonen-Formel in Gruppe 2	44
6	Diskussion	48
7	Schlussfolgerungen	59
8	Literatur- und Quellenverzeichnis	61
9	Anhang	68
	Abbildungen	68
	Votum Ethik-Kommission	75
	Probandenmaterial	76
	Ehrenwörtliche Erklärung	80
	Danksagung	81

1 Zusammenfassung

Sport und Bewegung haben einen erheblichen positiven Einfluss auf die Gesundheit des Menschen. Die Ausdauer, vor allem der Trainingsbereich Grundlagenausdauer 1 (GA 1), spielt unter diesem Aspekt innerhalb der konditionellen Fähigkeiten die größte Rolle. Die Spiroergometrie und die Laktatleistungsdiagnostik sind zur Festlegung von Trainingsempfehlungen als Standardmessverfahren angesehen. Mittels ventilatorischer Parameter oder der Laktatkinetik kann auf Schwellenwerte und resultierende individuelle Trainingsbereiche geschlossen werden. Die Karvonen-Formel unter Nutzung der Herzfrequenzreserve (HFR) stellt eine Alternative zur Bestimmung der Trainingsherzfrequenz dar.

Zur Kontrolle der Belastungsintensität hat sich die Messgröße Herzfrequenz aufgrund ihrer Praktikabilität und Aussagekraft bewährt. Für die Berechnung der maximalen Herzfrequenz (HFmax) stehen etliche Formeln zur Verfügung. Die am meisten verwendeten sind dabei die Formeln nach Fox et al. ($HF_{max} = 220 - \text{Lebensalter}$) und Tanaka et al. ($HF_{max} = 208 - 0,7 * \text{Lebensalter}$).

Ziel dieser Arbeit ist es, die Herzfrequenz als sportmedizinische Kenngröße zu prüfen und daraus trainingswissenschaftliche Schlussfolgerungen zu ziehen. Es sollen geltende Formeln zur Bestimmung der HFmax sowie eine neu aufgestellte radspezifische Formel auf ihre Gültigkeit kontrolliert werden. Ein weiteres Anliegen ist es, Trainingsherzfrequenzbereiche für die Grundlagenausdauer 1 nach Laktatleistungsdiagnostik mit denen nach Karvonen-Formel zu vergleichen. Dabei werden der untere und obere Grenzwert von GA 1 sowie die Spannweite dieser beiden Werte untersucht. Zusätzlich soll der Einfluss der morgendlichen Ruheherzfrequenz (MRHF) betrachtet werden.

Die untersuchten Stichproben bestehen aus zwei Gruppen. Gruppe 1 beinhaltet 315 Untersuchungen, welche aus einer Datenbank entnommen wurden. Hingegen bilden 44 Datensätze aus Belastungstests, durchgeführt im Sophien- und Hufeland-Klinikum Weimar, Gruppe 2. Alle eingeschlossenen Probanden waren männlich, zwischen 20 und 60 Jahren alt und absolvierten eine Laktatleistungsdiagnostik auf einem Fahrradergometer. Die Testpersonen aus Gruppe 2 haben zudem selbstständig ihre morgendliche Ruheherzfrequenz gemessen.

Es erfolgte eine Auswertung mittels deskriptiver Statistik. Dabei wurden eine grafische Übereinstimmungsanalyse mit der Winkelhalbierenden, der Bland-Altman-Plot und der mittlere quadratische Fehler verwendet.

Die HFmax-Formeln von Fox et al. (Fox et al. 1971) und Tanaka et al. (Tanaka et al. 2001) sowie die an eine Radbelastung angepasste Formel $HF_{max} = 200 - \text{Lebensalter}$ weisen sowohl in Gruppe 1 als auch in Gruppe 2 keine gute Übereinstimmung mit der im Ausbelastungstest real erreichten HFmax auf. Die aus den Daten der Gruppe 1 aufgestellte radspezifische Formel lautet $HF_{max} = 188 - 0,62 * \text{Lebensalter}$. Obwohl diese Berechnung in Gruppe 2 keine hohe Übereinstimmungsvalidität mit der HFmax aus der Fahrradergometrie erreicht, erscheint diese HFmax-Formel für eine Radbelastung sehr vielversprechend. Daher sollte sie in weiteren Untersuchungen geprüft werden.

Bezüglich der Bestimmung des Bereiches GA 1 liefert die Karvonen-Formel in Gruppe 1 und Gruppe 2 keine tolerable Übereinstimmung mit den aus der Laktatleistungsdiagnostik gewonnenen Werten. Durch diese Abweichung resultiert die Gefahr einer Unter- bzw. Überbelastung der einzelnen Person. Dies kann wiederum zum Ausbleiben der positiven Auswirkungen von Sport und Bewegung oder sogar zu negativen gesundheitlichen Folgen führen.

Unter Anwendung der MRHF erzielt die Karvonen-Formel bessere Ergebnisse bei der GA 1-Bestimmung als unter Gebrauch der Ruhe-HF direkt vor dem Belastungstest. Eine gute Übereinstimmung zu dem „Goldstandard Laktatleistungsdiagnostik“ wird aber auch hier nicht erreicht. Nichtsdestotrotz sollte die MRHF in sportmedizinischen Betrachtungen vermehrt berücksichtigt werden.

Insgesamt ist festzuhalten, dass die untersuchten Formeln ungeeignet sind hinsichtlich der Genauigkeit und Individualität für die Ermittlung der HFmax und den Trainingsbereich GA 1 und somit die Durchführung einer Ergometrie nicht ersetzen können. Die Anwendung der Formeln erlaubt nur eine orientierende Schätzung und sollte mit Vorsicht betrachtet werden. Aufgrund ihrer einfachen und präzisen Messbarkeit bleibt die Herzfrequenz ein sehr guter Parameter zur Kontrolle der Belastungsintensität und hat demnach eine hohe Bedeutung im Bereich der Trainingssteuerung. Des Weiteren hat sich die Herzfrequenzvariabilität (HRV) als eine wichtige kardiologische Kenngröße in der Sportmedizin etabliert.

Eine Kombination von Ergebnissen der Laktatleistungsdiagnostik und den Messgrößen einer Spiroergometrie optimiert die Definition von individuellen Schwellen, Trainingsbereichen und den daraus resultierenden Trainingsempfehlungen und ist daher anzuraten.

2 Einleitung

Die vielfältigen positiven Auswirkungen von Sport und Bewegung auf die Gesundheit des Menschen sind in der Literatur eindeutig belegt, die Vorteile überwiegen deutlich gegenüber den Risiken (Garber et al. 2011). Neben dem verbesserten Wohlbefinden und der erhöhten Lebensqualität können Sport und Bewegung in Prävention und Therapie einen hohen Einfluss auf die Gesundheit haben. In Tab. 1 ist eine Auswahl an möglichen positiven Effekten aufgelistet. Deshalb erlangte körperliches Training einen hohen Stellenwert in der Primär- und Sekundärprävention sowie in der Rehabilitation (American College of Sports Medicine et al. 2018, Löllgen 2015, Halle 2004).

Tab. 1: gesundheitliche Auswirkungen regelmäßiger körperlicher Belastung (American College of Sports Medicine et al. 2018, Oh et al. 2016, Fletcher et al. 2013, Scharhag et al. 2013, Garber et al. 2011)

Verbesserung	Erhöhung	Erniedrigung
Lebensqualität	Lebenserwartung	Mortalität
Ökonomisierung der Herzarbeit	Herzschlagvolumen, maximale Sauerstoffaufnahme	Ruhe-Blutdruck, Blutdruck und Herzfrequenz bei einer submaximalen Belastung
Glukosetoleranz	Insulinsensitivität	Risikofaktoren von KHK, Schlaganfall, Diabetes mellitus Typ II, malignen Tumorerkrankungen (Brust-, Darmkrebs)
Fettstoffwechsel	HDL	LDL, Triglyceride
Gefäßfunktion		Erythrozytenaggregation
Mobilität	Erhalt der Knochenmasse	Osteoporose, Sturzrisiko
kognitive Funktionen	Wohlbefinden	Demenzrisiko, Depression, Angststörung

KHK: Koronare Herzkrankheit; HDL: high-density lipoprotein; LDL: low-density lipoprotein

Zwischen regelmäßiger Bewegung und deren Gesundheitsauswirkungen besteht eine Dosis-Wirkungs-Beziehung: Durch ein höheres Maß an körperlicher Aktivität entsteht ein größerer Benefit des gesundheitlichen Outcome (Garber et al. 2011). Diese Beziehung ist jedoch nicht linear und bei Erreichen eines bestimmten individuellen Schwellenwertes sind auch negative Auswirkungen möglich.

Um einen bestmöglichen Übungsreiz zu setzen, müssen die Trainingskriterien Umfang, Intensität, Dichte und Art adäquat definiert sein (Nikolaidis 2014, da Cunha et al.

2011). Insbesondere die Trainingsintensität bestimmt die Wirksamkeit des Trainings in der kardiologischen Rehabilitation, es besteht die Gefahr einer Über- oder Unterbelastung (Pokan et al. 2004).

Zur Kontrolle der Belastungsintensität stehen verschiedene Messgrößen zur Verfügung: Ventilatorische Parameter wie die maximale Sauerstoffaufnahme ($\text{VO}_{2\text{max}}$), das Atemäquivalent ($\text{A}\ddot{\text{A}}$), der respiratorische Quotient (RQ) oder die Sauerstoffaufnahmereserve ($\text{VO}_{2\text{R}}$); aber auch die Herzfrequenz (HF), das metabolische Äquivalent (MET) sowie subjektive Belastungsskalen haben sich bewährt (American College of Sports Medicine et al. 2018, Garber et al. 2011, da Cunha et al. 2011).

$\text{VO}_{2\text{max}}$ stellt die größte verstoffwechselte Sauerstoffmenge dar (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013). Sie ist die bekannteste spiroergometrische Kenngröße, welche zur Beurteilung der Ausdauerleistungsfähigkeit genutzt wird (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013). Für die Bestimmung der $\text{VO}_{2\text{max}}$ ist eine körperliche Ausbelastung notwendig. Bei der Division des Atemminutenvolumens durch die Sauerstoffaufnahme erhält man das $\text{A}\ddot{\text{A}}$. Dieser Wert gibt die Ventilationsmenge an, welche notwendig ist, um einen Liter Sauerstoff einzuzatmen (Kroidl et al. 2010). Mittels indirekter Kalorimetrie kann der respiratorische Quotient (Kohlenstoffdioxidabgabe/Sauerstoffaufnahme) bestimmt und daraus der Energieumsatz bzw. die Stoffwechsellage abgeleitet werden (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013). Hierbei werden die wechselnden Anteile der Kohlenhydrat- und Fettoxidation berücksichtigt (Böning et al. 2017). Das $\text{A}\ddot{\text{A}}$ und der RQ spiegeln das System Ventilation-Diffusion-Perfusion-Zirkulation-Metabolismus wider, sie können zur Bestimmung von ventilatorischen Schwellen und den daraus abgeleiteten Trainingsempfehlungen genutzt werden (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013).

Die HF, vor allem mit den Parametern der HFR und dem Prozentsatz der maximalen HF ($\%\text{HFmax}$), hat infolge der Aussagekraft und der Praktikabilität eine sehr große Bedeutung (Machado und Denadai 2011, Cleary et al. 2011, Silva et al. 2007) und sich als Standardmessinstrument etabliert. Sie gibt Auskunft über die Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems als Reaktion auf körperliche Belastung (Sammito et al. 2014).

Neben der HF, der HFR und der $\%\text{HFmax}$ hat sich die HRV als wichtiger Parameter des Herz-Kreislauf-Systems durchgesetzt. Sie beschreibt die zeitliche Änderung der HF und beinhaltet eine Mehrzahl von berechneten Kenngrößen, welche die Rhythmik, Varianz oder Komplexität von den sogenannten NN-Intervallen, die über die Abstände der R-Zacken im Elektrokardiogramm (EKG) bestimmt werden, kennzeichnen (Sammito et al. 2014, Hottenrott 2006). Die HRV gibt Informationen über die Mechanismen der Herz-Kreislauf-Regulation an

und spiegelt das Verhältnis der Anteile des vegetativen Systems wider (Sammito et al. 2014). Über die Noradrenalinfreisetzung führt der Sympathikus zu einer Reduktion der HRV (Sammito et al. 2014). Hingegen kommt es bei Aktivierung des Parasympathikus durch die Freisetzung von Acetylcholin zu einer erhöhten HRV (Sammito et al. 2014).

Zu den zentralen konditionellen Fähigkeiten im Sport gehören Ausdauer, Kraft und Schnelligkeit sowie deren Mischformen (Schnabel et al. 2011). Weitere motorische Hauptbeanspruchungsformen sind die Flexibilität und die koordinativen Fähigkeiten (Schnabel et al. 2011).

Aus gesundheitsorientierter Sicht spielt die Ausdauer bei den konditionellen Fähigkeiten die größte Rolle. Dies liegt vor allem an der Vielzahl der Funktions- und Organsysteme, bei denen durch das Ausdauertraining positive Adaptationen im Sinne der Gesundheitsförderung hervorgerufen werden können (Hottenrott und Neumann 2010). Dabei wird Ausdauer allgemein als Widerstandsfähigkeit gegenüber Ermüdung beschrieben (Hottenrott und Neumann 2014, Schnabel et al. 2011, Hohmann et al. 2010, Zintl und Eisenhut 2004). In Tab. 2 sind die verschiedenen Einteilungsmöglichkeiten der Ausdauer dargestellt.

Tab. 2: Einteilungsmöglichkeiten der Ausdauer (Hottenrott und Neumann 2014, Schnabel et al. 2011, Hottenrott und Neumann 2010, Hohmann et al. 2010)

Einteilungskriterium	Einteilungsformen	Erläuterung
Zeit	Schnelligkeitsausdauer	< 35 s
	Kurzzeitausdauer	35 s - 2 min
	Mittelzeitausdauer	2 min - 10 min
	Langzeitausdauer	10 min - mehrere Stunden
Stoffwechsel/ Energiebereitstellung	aerob	Sauerstoffangebot \geq Sauerstoffbedarf (bis 2 mmol/l Laktat)
	anaerob	Sauerstoffangebot < Sauerstoffbedarf (über 4 mmol/l Laktat)
Arbeitsweise	statisch	haltende Muskelarbeit
	dynamisch	bewegende Muskelarbeit
Anteil der einbezogenen Muskulatur	lokal	< 1/7 der Muskelmasse
	global	> 1/7 der Muskelmasse
Bedeutung für sportartspezifisches Leistungsvermögen	allgemein	sportartunspezifische Basisausdauer
	speziell	sportartspezifische Ausdauer
Belastungsbereiche	Grundlagenausdauer	
	Wettkampfausdauer	

Im Wesentlichen werden die Methoden im Ausdauertraining nach ihren Belastungscharakteristika unterschieden: Dauermethode (mit kontinuierlich andauernder Belastung, keine Pausen) und Intervallmethode (mit systematischer intermittierender Belastung, unvollständige Pausen). Diese können dann noch hinsichtlich der Belastungsintensitäten differenziert werden (siehe Tab. 3).

Tab. 3: Methoden im Ausdauertraining (Hottenrott und Neumann 2014, Schnabel et al. 2011, Hottenrott und Neumann 2010, Hohmann et al. 2010)

Methode	Variante	Beschreibung	Beanspruchungsparameter
<i>Dauermethode</i>	extensiv	geringe bis mittlere Intensität; Dauer 30 min - mehrere Stunden; aerob	0,8 - 2,5 mmol/l Laktat 50 - 75 %VO ₂ max 60 - 80 %HFmax
	intensiv	hohe Intensität; Dauer ca. 45 min (15 min - 3 h); aerob-anaerobe Beanspruchung	2,5 - 5,0 mmol/l Laktat 75 - 85 %VO ₂ max 80 - 90 %HFmax
	wechselnde Intensität (Wechselmethode, Fahrtspiel)	planmäßiger oder geländeabhängiger Intensitätswechsel zwischen gering bis hoch	2 - 12 mmol/l Laktat 80 - 100 %VO ₂ max 85 - 100 %HFmax
<i>Intervallmethode</i>	extensiv	geringe bis mittlere Intensität; Dauer 30 s - 10 min; aerob	3 - 6 mmol/l Laktat 80 - 90 %VO ₂ max 85 - 90 %HFmax
	intensiv	hohe Intensität; Dauer 10 - 60 s; aerob-anaerobe Beanspruchung	> 6 mmol/l Laktat > 90 %VO ₂ max > 90 %HFmax

VO₂max: maximale Sauerstoffaufnahme; HFmax: maximale Herzfrequenz

Im leistungsambitionierten Wettkampfsport werden auch noch die Wiederholungs- und Wettkampfmethode zu den Ausdauermethoden hinzugezählt (Schnabel et al. 2011).

Die Belastungsbereiche werden im deutschsprachigen Raum unterteilt in Regenerations- und Kompensationsbereich (REKOM), Grundlagenausdauertraining 1 (GA 1), GA 1-2 und GA 2 sowie in den wettkampfspezifischen Ausdauerbereich (WSA), welche jeweils durch empirisch belegte methodische und physiologische Belastungskriterien determiniert sind (Neumann et al. 2011). Die Belastungsbereiche werden dabei anhand der Belastungsintensität und den damit verbundenen physiologischen Beanspruchungen differenziert (siehe Tab. 4). Hierbei bieten sich verschiedene Vorgehensweisen (Laktatkinetik, HF, Abstufung von HFmax, HRV, Streckenbestzeit, maximale Wettkampfgeschwindigkeit) an (Neumann et al. 2011, Hottenrott und Neumann 2010).

Tab. 4: Belastungsbereiche im Ausdauertraining und deren Charakteristika (modifiziert nach Hottenrott und Neumann 2014)

Belastungsbereich	Ziel	Intensität; Stoffwechsellaage
<i>Regeneration und Kompensation (REKOM)</i>	Unterstützung der Wiederherstellung und Regeneration	sehr niedrig; aerob, < 1,5 mmol/l Laktat
<i>Grundlagenausdauer 1 (GA 1)</i>	Entwicklung und Stabilisierung der Grundlagenausdauer und Vorbereitung der Verträglichkeit intensiver Belastungen	niedrig; aerob, 1 - 2 mmol/l Laktat
<i>Grundlagenausdauer 1-2 (GA 1-2)</i>	Übergang zu GA 2	mittel; aerob, 2 - 3 mmol/l Laktat
<i>Grundlagenausdauer 2 (GA 2)</i>	Weiterentwicklung der Grundlagenausdauer auf höherem Niveau und Vorbereitung der Wettkampfgeschwindigkeit	hoch; aerob-anaerob, 3 - 6 mmol/l Laktat
<i>Wettkampfspezifische Ausdauer (WSA)</i>	Entwicklung der Schnelligkeitsausdauer und der wettkampfspezifischen Ausdauer	sehr hoch; aerob-anaerob bis anaerob-aerob, > 6 mmol/l Laktat

Als allgemeine Empfehlungen für die Ausdauertrainingskriterien gelten eine moderate Belastung fünfmal in der Woche von mindestens 30 Minuten sowie für mindestens zehn Minuten dreimal wöchentlich eine Belastung mit höherer Intensität (American College of Sports Medicine et al. 2018, Fletcher et al. 2013). Als Alternative ist eine gemischte Belastungsform drei- bis fünfmal pro Woche anzuraten (American College of Sports Medicine et al. 2018, Fletcher et al. 2013).

Für gezielte individuelle Trainingsempfehlungen haben sich die Durchführung einer Spiroergometrie und einer Laktatleistungsdiagnostik bewährt (Fletcher et al. 2013, Kindermann 2004). Mithilfe ventilatorischer Parameter und/oder der spezifischen Laktatkinetik während einer Belastungsergometrie können Schwellen und daraus resultierende Trainingsbereiche bestimmt werden. Sogenannte Schwellen sind submaximale Kenngrößen der Ausdauerleistungsfähigkeit, sie sind vor allem für eine körperliche Leistung über eine längere Distanz relevant und spiegeln metabolische Prozesse wider (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013).

Laktat, das Salz der Milchsäure, ist das Endprodukt der anaeroben Oxidation im

Skelettmuskel (Marées 2003). Mit steigender Belastungsintensität wird bezüglich des Stoffwechsels ein Übergang von einem dominant aeroben zum zunehmend anaeroben Stoffwechsel vollzogen. Mithilfe der Schwellen sollen diese Bereiche voneinander abgegrenzt werden. Damit können die Stoffwechselbereiche in einen aeroben, den aerob-anaeroben Übergangsbereich sowie in den anaeroben Bereich differenziert werden (Kindermann 2004).

Der Punkt des ersten Laktatanstiegs bei ansteigender Belastung wird als *aerobe Schwelle* bezeichnet und markiert den Beginn des aerob-anaeroben Übergangs (Dickhuth et al. 1999, Stegmann et al. 1981). Die Leistungsfähigkeit an der aeroben Schwelle entspricht bei Untrainierten ca. 45 - 60 % der VO_2max und bei Ausdauerleistungssportlern 60 - 70 % der VO_2max (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013).

Die *anaerobe Schwelle* befindet sich im maximalen Laktat-Steady-State und definiert die obere Grenze des aerob-anaeroben Übergangsbereiches (Dickhuth et al. 1999, Urhausen et al. 1993, Stegmann et al. 1981). Damit stellt sie einen weiteren wichtigen Umschlagspunkt im Energiestoffwechsel dar (Kindermann 2004). Im anaeroben Stoffwechsel liegt im Gegensatz zum aeroben Stoffwechsel bei gleichbleibender Intensität eine fortschreitende Laktatakkumulation vor. Die Leistungsfähigkeit an der anaeroben Schwelle entspricht ca. 70 - 80 % der VO_2max bei untrainierten Personen und liegt zwischen 80 - 90 % bei Ausdauersportlern (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013). Der *aerob-anaerobe Übergangsbereich* wird von der aeroben und anaeroben Schwelle begrenzt.

Die laktatinduzierten Schwellen können in etwa mit ventilatorischen Größen gleichgesetzt werden (siehe Abb. 1, Kindermann 2004). Dabei entspricht die aerobe Schwelle der ventilatorischen Schwelle 1 (VS 1, erster überproportionaler Anstieg der Atmung, auch Wasserman-Schwelle genannt) und die anaerobe Schwelle in etwa der ventilatorischen Schwelle 2 (VS 2, zweiter überproportionaler Anstieg der Atmung, respiratorischer Kompensationspunkt).

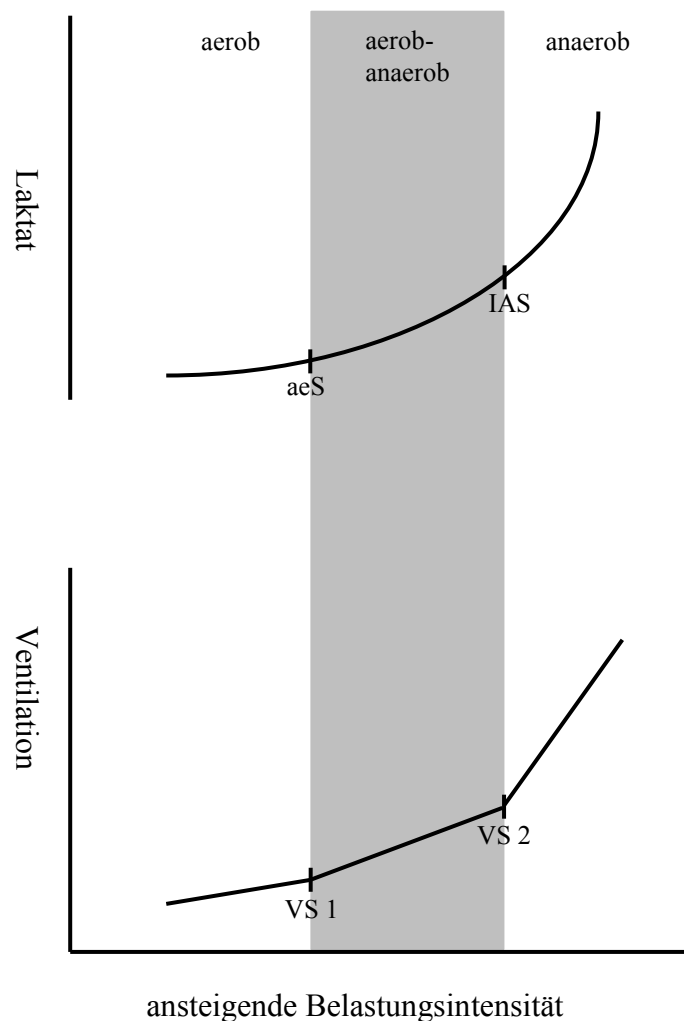


Abb. 1: schematische Darstellung der Laktatleistungskurve und der Ventilation bei ansteigender Belastungsintensität (modifiziert nach Kindermann 2004)

aeS: aerobe Schwelle; IAS: individuelle anaerobe Schwelle; VS: ventilatorische Schwelle

Für eine exaktere Festlegung der ventilatorischen Schwellen empfiehlt sich die Nutzung mehrerer Bestimmungsverfahren. Als Goldstandard zur Bestimmung der VS 1 wird die V-Slope-Methode angewendet (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013). Hierbei wird der erste überproportionale Anstieg der Kohlenstoffdioxidabgabe gegenüber der Sauerstoffaufnahme als Schwellenwert definiert. Für die VS 2 hat sich der überproportionale Anstieg der Ventilation gegenüber der Kohlenstoffdioxidabgabe bewährt (Scharhag-Rosenberger 2010). Mithilfe dieser Schwellenwerte können gegenüber der VO_{2max} präzisere Empfehlungen für das Training aufgestellt werden.

Die Festlegung der Laktatschwellen kann prinzipiell über festgelegte fixe Zahlenwerte (starre Schwellen) oder aufwändigere individuelle Verfahren (individuelle Schwellen) erfolgen. Dabei weisen die letztgenannten Schwellen eine Reihe von Vorteilen auf. In Abhängigkeit vom Trainingszustand und der jeweiligen Belastungs- oder Sportart können z. B. gleiche Blutlaktatwerte interindividuell unterschiedlichen metabolischen Prozessen entsprechen. Somit sind die individuellen Schwellen deutlich aussagekräftiger.

Beispielhaft befindet sich die anaerobe Schwelle im Mittel bei 4 mmol/l Laktat, daher wird bei den starren Schwellen dies als Fixum betrachtet (Mader et al. 1976). Hier gibt es jedoch interindividuelle Schwankungen, so liegt die anaerobe Schwelle z. B. bei Ausdauertrainierten häufig niedriger (Kindermann 2004).

Obwohl die Schwellen aufgrund der Kontinuität bei den Umstellungen im Stoffwechsel auch kritisch diskutiert werden, korrelieren die wahrnehmbaren „Knickpunkte“ auch noch mit anderen physiologischen Systemen jenseits der anaeroben Schwelle: Deutlicher Anstieg der Stresshormone Adrenalin und Noradrenalin, Veränderungen der natürlichen Killerzellen oder des oxidativen Bursts (Kindermann 2004).

Die Laktatleistungsdiagnostik eignet sich nach Kindermann auch zur Festlegung der Trainingsbereiche (siehe Tab. 4, Kindermann 2004): Dabei steht die aerobe Schwelle für die obere Intensität des Regenerationsbereiches. Das GA 1-Training sollte in einem Bereich von 70 - 90 % und das GA 2-Training im Bereich von 90 - 100 % der anaeroben Schwelle durchgeführt werden. Kindermann weist darauf hin, dass aufgrund der unterschiedlichen ergometrischen Belastungsschemata und Auswerteverfahren die daraus abgeleiteten anaeroben Schwellen häufig nicht vergleichbar sind (Kindermann 2004). Zudem fehlt eine hinreichende Validierung der einzelnen Mess- und Bewertungsverfahren. Darüber hinaus kann die Nahrungsaufnahme mit ihrer Ernährungsweise und dem Zeitabstand zum Test einen deutlichen Einfluss haben und die Schwellenwerte verschieben: Durch eine Erhöhung der Glukose-/Glykogenkonzentration wird die Laktatleistungskurve nach links verschoben; infolge einer Vermehrung von freien Fettsäuren kommt es zu einem Laktatanstieg erst bei einer höheren Belastung und somit zu einer Rechtsverschiebung (Yoshida 1984, Ivy et al. 1981).

Da die Energiebereitstellung sich nicht abrupt ändert und eine Abhängigkeit der Laktatleistungskurve von vielen Einflussfaktoren (z. B. Vorbelastung, Ernährung, Belastungsdauer, Inkrement) besteht, geben die über 25 bestehenden Schwellenkonzepte eine

Grundlage zur Diskussion (Holfelder 2012, Kindermann 2004). Zudem ist die notwendige Leistungsdiagnostik mit invasiver Blutlaktatmessung ein kostenaufwändiges Verfahren, welches nicht jeder Patient bzw. Sportler durchführen kann. Des Weiteren bleiben die abgeleiteten Trainingsbereiche konstant gültig bis zur nächsten leistungsdiagnostischen Untersuchung/Auswertung und berücksichtigen nicht den sich möglicherweise verändernden Trainingszustand. Nichtsdestotrotz bleiben die Laktatleistungsdiagnostik und die Spiroergometrie im Breiten- und Leistungssport sehr bedeutsame Verfahren zur Leistungsfeststellung und Trainingssteuerung.

Als weitere Laborparameter zur Leistungssteuerung bzw. zur Übertrainingsdiagnostik haben sich insbesondere die kostengünstigen Laborwerte Kreatinkinase (CK) und Harnstoff etabliert (Meyer et al. 2013). Ein CK-Anstieg kann als Hinweis für Mikroschäden in der Muskulatur betrachtet werden und spielt somit vor allem beim Krafttraining eine wichtige Rolle. Regelmäßige Harnstoffkontrollen werden in Ausdauertrainingslagern und in Zyklen mit hohem Energiebedarf durchgeführt, da sich dieser Parameter in katabolen Stoffwechsellagen erhöht zeigt (Meyer et al. 2013). Aufgrund von multiplen Einschränkungen sollten diese Laborwerte jedoch zurückhaltend interpretiert werden. Daher haben sie sich nicht als Standardmessinstrument in der Leistungsdiagnostik/Trainingssteuerung durchgesetzt (Meyer 2010). Als Alternative kommen inflammatorische sowie hormonelle und metabolische Parameter mit ihren jeweiligen Vor- und Nachteilen in Frage (Meyer et al. 2013).

Eine weitere Möglichkeit der individuellen Trainingsempfehlung stellt die Karvonen-Formel mit Anwendung der HFR dar (Karvonen und Vuorimaa 1988, Karvonen et al. 1957). Hierbei wird zur Bestimmung der Trainingsherzfrequenz (Trainings-HF) die Ruhe-HF, die maximale Herzfrequenz (HFmax) und ein Intensitätsfaktor genutzt:

$$\text{Trainings-HF} = (\text{HFmax} - \text{Ruhe-HF}) * \text{Intensitätsfaktor} + \text{Ruhe-HF}$$

Bei den Untersuchungen von Karvonen et al. wurde 1957 die Ruhe-HF der Probanden am Morgen vor dem Aufstehen mittels selbstständiger Palpation gemessen (Karvonen et al. 1957). Das American College of Sports Medicine (ACSM) empfiehlt zur Messung der Ruhe-HF eine Pulsmessung, die Auskultation mit einem Stethoskop oder eine EKG-Aufzeichnung nach mindestens fünfminütigem Verharren in der durchzuführenden Testposition (American College of Sports Medicine et al. 2018). Laut der Leitlinie „Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft“ sollte die Messung der Ruhe-HF in sitzender Position nach einer Ruhephase von fünf bis fünfzehn

Minuten erfolgen und durch zwei aufeinander folgende Messungen bestimmt werden (Sammito et al. 2014).

In der Originalarbeit von 1957 geben Karvonen et al. den Intensitätsfaktor von 0,6 für die Grenze zu einer effektiven Trainingsbelastung an. Um eine Überbelastung in der kardiologischen Rehabilitation zu vermeiden, wurden von Pokan et al. ein Intensitätsfaktor von 0,7 als Obergrenze festgelegt (Pokan et al. 2004). Die globalen Trainingsintensitäten nach Janssen in Bezug zur HFR und dem %HFmax sind in Tab. 5 aufgelistet (Janssen 2003). Die Belastungsintensitätsfaktoren orientieren sich dabei an den Prozentangaben der VO_2R , so entsprechen z. B. 50 % der VO_2R einem Faktor von 0,5.

Tab. 5: Trainingsintensitäten in Bezug zur HFR und dem %HFmax (nach Janssen 2003)

Ausdauertrainingsintensität	HFR-Intensitätsfaktor	%HFmax
<i>Regenerationstraining</i>	0,5 - 0,6	68 - 73
<i>Grundlagenausdauer 1</i>	0,6 - 0,7	73 - 80
<i>Grundlagenausdauer 1-2</i>	0,7 - 0,8	80 - 87
<i>Grundlagenausdauer 2</i>	0,8 - 0,9	87 - 93
<i>Wettkampfspezifische Ausdauer</i>	0,9 - 1,0	93 - 100

HFR: Herzfrequenzreserve; %HFmax: Prozentsatz der maximalen Herzfrequenz

Mithilfe der Intensitätsfaktoren kann die Formel für verschiedene Belastungen und Trainingsziele entsprechend verändert werden. Als weitere Vorteile der Karvonen-Formel sind die einfache Handhabung und die Kostengünstigkeit zu benennen. Durch die erkennbaren Adaptationen des Trainingsprozesses über die Messung der HF (Reis et al. 2011) kann die Karvonen-Formel angepasste und täglich neue Trainingsempfehlungen geben.

Zur Bestimmung der HFmax stehen verschiedenste Ausbelastungstests mit entsprechenden Belastungsprotokollen zur Verfügung. Die tatsächliche HFmax wird aufgrund der dynamischen Arbeit und des großen Anteils arbeitender Muskelmasse nur beim Rudern und Laufen erreicht (Such und Meyer 2010). Infolge der erheblichen Motivationsabhängigkeit und der zum Teil nicht möglichen Durchführbarkeit eines Ausbelastungstests sind altersabhängige Formeln zur HFmax-Bestimmung trotz ihrer hohen individuellen Fehlerbreite anerkannt (Nes et al. 2013, Franckowiak et al. 2011). Die bekannteste und zumeist angewendete Formel zur HFmax-Bestimmung wurde von Fox und Kollegen aufgestellt (Fox et al. 1971):

$$\text{HFmax Fox} = 220 - \text{Lebensalter (LA)}$$

Die Arbeitsgruppe um Fox stellte Untersuchungsergebnisse von 10 Studien mit männlichen Probanden aus Nordamerika und Europa mit ca. 40 Datenpunkten dar. Bei den Probanden bzw. den Studien lagen verschiedene konditionelle Voraussetzungen sowie unterschiedliche Ausbelastungskriterien vor. Es wurden die erreichten maximalen Herzfrequenzen in Bezug zum Alter grafisch dargestellt (siehe Abb. 2).

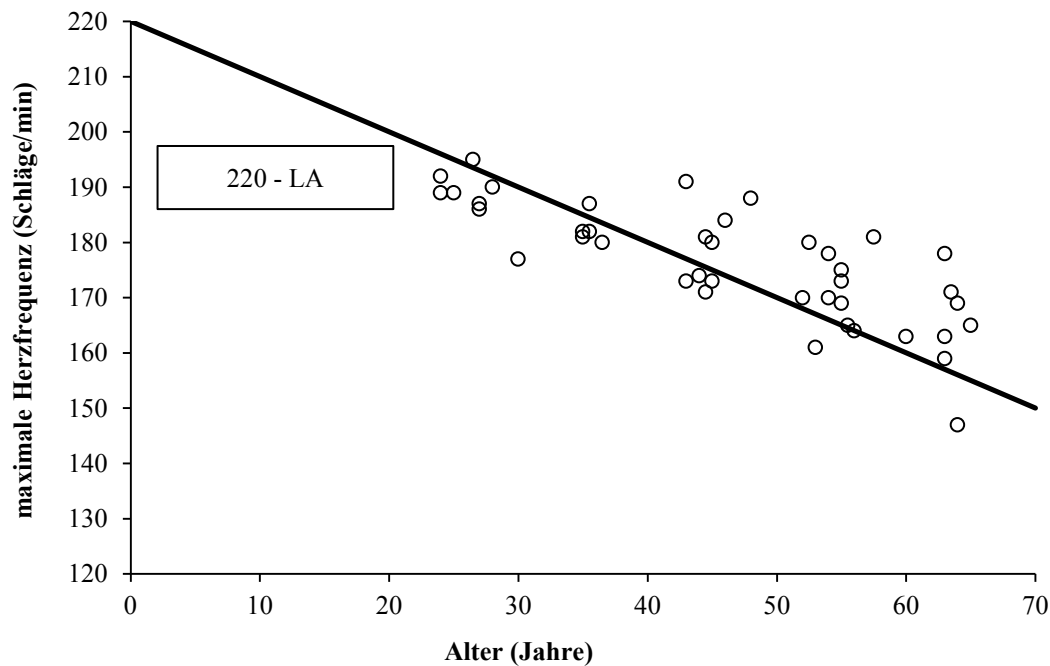


Abb. 2: Abhängigkeit der maximalen Herzfrequenz vom Alter (modifiziert nach Fox et al. 1971)

Nach Fox und Kollegen könne keine einzelne Gerade die Daten repräsentieren. Die Formel „220-LA“ sei jedoch nicht weit entfernt von vielen Datenpunkten und wird als grobe Formel für die auserwählte Population angesehen. In der praktischen Anwendung ergibt diese Formel jedoch altersabhängig zu hohe bzw. zu niedrige Werte, sie zeigt eine Überschätzung der HFmax bis zum 40. Lebensjahr und eine Unterschätzung ab dem 40. Lebensjahr (Gellish et al. 2007, Tanaka et al. 2001) sowie eine Standardabweichung (SD) von 10 - 15 Schlägen/min (American College of Sports Medicine und Thompson 2010, Gellish et al. 2007).

In der Vergangenheit wurden viele Studien veröffentlicht, bei denen neue Formeln zur HFmax-Bestimmung aufgestellt, kontrolliert und mit anderen Formeln verglichen wurden. Neben der Abhängigkeit vom Alter wurden u. a. Korrelationen zum Geschlecht, zum Body-Mass-Index, zur körperlichen Aktivität und dem Raucherstatus untersucht (Shargal et al. 2015, Sydo et al. 2014, Nes et al. 2013). Bis auf eine eindeutige Altersabhängigkeit sind hierbei kontroverse Ergebnisse aufgezeigt worden. Die altersabhängige Reduktion der HFmax von 5 - 7 Schlägen/min pro Dekade (Whyte et al. 2008) ist in der Abnahme der intrinsischen

HF und dem Rückgang der Betarezeptorendichte und -stimulierbarkeit begründet (Christou und Seals 2008). Somit kommt es zu einer verminderten chronotropen Reaktion auf sympathikotone Stimulationen (Christou und Seals 2008).

Robergs und Landwehr stellten bereits 2002 38 verschiedene Formeln zur Bestimmung der HFmax tabellarisch dar (Robergs und Landwehr 2002). Die Anwendungen dieser sind zu weiten Teilen viel komplexer als die Formel nach Fox et al. und infolge einer ebenfalls großen Fehlerbreite konnte sich bislang keine dieser Formeln zur Berechnung der HFmax durchsetzen.

Erwähnenswert ist jedoch die Veröffentlichung von Tanaka und Kollegen. Sie führten eine Metaanalyse von 351 Studien mit 18.712 Probanden durch (Tanaka et al. 2001). Die Regressionsanalyse ergab zur HFmax-Berechnung die Formel $208 - 0,7 \cdot LA$. Anschließend wurde die Formel in einer heterogenen Probandengruppe ($n = 514$, gesunde Männer und Frauen, Ausdauersportler und keine Sportler, 18 - 81 Jahre) bestätigt, die Analyse ergab die Gleichung $HF_{max} = 209 - 0,7 \cdot LA$.

Tanaka et al. ist die meist zitierte Publikation bei Pubmed und Web of Science in Bezug zur HFmax-Bestimmung (siehe Tab. 6) und wird auch beim ACSM als eine der meist genutzten Formeln benannt (American College of Sports Medicine et al. 2018). In mehreren Studien konnte die hohe Validität der Formel nach Tanaka et al. belegt werden (Roy und McCrory 2015, Nes et al. 2013, Franckowiak et al. 2011, Machado und Denadai 2011, Mahon et al. 2010, Camarda et al. 2008).

Tab. 6: Anzahl der zitierten Publikationen von häufig verwendeten Formeln zur Berechnung der HFmax bei Pubmed und Web of Science (Stand: 03.03.2019)

Autor (Formel)	Pubmed	Web of Science
Fox et al. 1971 ($220 - LA$)	50	292
Hossack und Bruce 1982 (m: $227 - 1,067 * LA$ w: $206 - 0,597 * LA$)	18	196
Gellish et al. 2007 ($207 - 0,7 * LA$)	57	209
Gulati et al. 2010 ($206 - 0,88 * LA$)	33	105
Inbar et al. 1994 ($205,8 - 0,685 * LA$)	23	127
Tanaka et al. 2001 ($208 - 0,7 * LA$)	284	1176

LA: Lebensalter; m: männlich; w: weiblich

Das ACSM hatte bei den Empfehlungen zur Trainingssteuerung den Schwerpunkt zunächst auf die Prozentwerte von $VO_2\max$ gesetzt (da Cunha et al. 2011). Aufgrund der großen interindividuellen Variation im kalorischen Verbrauch bei körperlichen Aktivitäten wurden im Verlauf die Grenzen dieses Vorgehens erkannt und der Fokus auf die Herzfrequenz gelegt (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013, da Cunha et al. 2011).

Des Weiteren kam es zu einem Umdenken bezüglich der Nutzung der maximalen oder Reservewerte von VO_2 und der HF. Swain und Kollegen beschrieben erstmals, dass sowohl beim Radfahren als auch beim Laufen eine größere Abhängigkeit zwischen den Prozentwerten der Herzfrequenzreserve (%HFR) und der Sauerstoffaufnahmereserve (% VO_2R) im Vergleich zu den Prozentsen der Maximalwerte vorliegt (Swain et al. 1998, Swain und Leutholtz 1997). Somit ist eine genauere Intensitätsbestimmung des Trainings mit der HFR möglich. Diese Ergebnisse konnten in weiteren Studien bestätigt werden, es zeigte sich bei gesunden Menschen ein linearer Zusammenhang mit der Gleichung $\%HFR = \%VO_2R$ (Mezzani et al. 2007, Lounana et al. 2007, Dalleck und Kravitz 2006). Da Cunha und Kollegen legten die %HFR als besten Index für die Trainingsintensitätskontrolle fest (da Cunha et al. 2011).

Die zeitliche Entwicklung der ACSM-Empfehlungen zur Trainingssteuerung ist in Tab. 7 dargestellt (da Cunha et al. 2011).

Tab. 7: ACSM-Leitlinien für die Beschreibung der Trainingsintensität zur Verbesserung der kardiopulmonalen Fitness bei Erwachsenen (modifiziert nach da Cunha et al. 2011)

Jahr	Empfehlung des ACSM
1975	60 - 90 %VO ₂ max/HFR
1980	50 - 85 %VO ₂ max/HFR; 60 - 90 %HFmax
1986	50 - 85 %VO ₂ max/HFR; 60 - 90 %HFmax
1991	40 - 85 %VO ₂ max; 55 - 90 %HFmax; RPE 12 - 16
1995	40 - 85 %VO ₂ max/HFR; RPE 12 - 16
2000	40/50 - 85 %VO ₂ R/HFR; 55/65 - 90 %HFmax; RPE 12 - 16
2006	40/50 - 85 %VO ₂ R/HFR; 64/70 - 94 %HFmax; RPE 12 - 16

ACSM: American College of Sports Medicine; VO₂max: maximale Sauerstoffaufnahme; HFR: Herzfrequenzreserve; HFmax: maximale Herzfrequenz; RPE: rating of perceived exertion; VO₂R: Sauerstoffaufnahmereserve

Tab. 8 zeigt zusammenfassend die aktuellen Leitlinien des ACSM mit den verschiedenen Steuerungsparametern für ein kardiopulmonales Ausdauertraining (American College of Sports Medicine et al. 2018).

Tab. 8: Intensitätsbestimmung für Ausdauertraining (ACSM 2018)

Intensität	%HFR/%VO ₂ R	%HFmax	%VO ₂ max	RPE
sehr leicht	< 30	< 57	< 37	< 9
leicht	30 - 39	57 - 63	37 - 45	9 - 11
moderat	40 - 59	64 - 76	46 - 63	12 - 13
stark	60 - 89	77 - 95	64 - 90	14 - 17
maximal	> 89	> 95	> 90	> 17

HFR: Herzfrequenzreserve; VO₂R: Sauerstoffaufnahmereserve; HFmax: maximale Herzfrequenz; VO₂max: maximale Sauerstoffaufnahme; RPE: rating of perceived exertion

Das ACSM empfiehlt zur Trainingssteuerung weiterhin die Anwendung von %HFR und %VO₂R gegenüber den Maximalwerten (American College of Sports Medicine et al. 2018).

Seit 1991 wird in den ACSM-Leitlinien die international anerkannte Belastungsskala RPE (rating of perceived exertion) nach Borg (Borg 1990) zur Belastungssteuerung aufgelistet. Hierbei kann die Testperson das subjektive Belastungsempfinden auf einer Skala von 6 bis 20

angeben (siehe Tab. 9). Somit stellt diese Methode eine leicht verständliche und einfach anzuwendende Variante der Trainingssteuerung dar.

Tab. 9: RPE-Skala nach Borg

RPE	Belastungsempfinden
6	keine Belastung
7	extrem leicht
8	
9	sehr leicht
10	
11	leicht
12	
13	etwas anstrengend
14	
15	anstrengend
16	
17	sehr schwer
18	
19	extrem schwer
20	maximale Belastung, zu stark

RPE: rating of perceived exertion

Für eine bestmögliche Bestimmung der adäquaten Trainingsreize sollten individuelle Faktoren wie Zielsetzung, Gesundheits- und Fitnesszustand sowie Umwelteinflüsse beachtet werden.

Darüber hinaus müssen die spezifischen Bedingungen der jeweiligen Ergometrie berücksichtigt werden. Durch eine weniger beanspruchte Muskelmasse bei der Fahrradergometrie im Vergleich zur Laufbanddiagnostik tritt die lokale Ermüdung eher als die kardiopulmonale Ausbelastung ein. Daraus resultiert eine in etwa 10 % geringere HFmax (Such und Meyer 2010). Zur Berechnung der HFmax bei einer Fahrradbelastung wird daher die Formel 200-LA in Abwandlung zu der Formel nach Fox et al. angegeben.

3 Ziele und Fragestellungen

Ziel dieser Arbeit ist es, geeignete Schlussfolgerungen für die Trainingsplanung und -steuerung beim Ausdauertraining unter Anwendung der Herzfrequenz als Kontrollparameter für männliche Personen im Alter von 20 bis 60 Jahren zu ziehen. Hierbei wird ein Schwerpunkt auf die Bestimmung der HFmax gelegt.

Die Messung der HF hat aufgrund ihrer Praktikabilität und ihrer Anpassungen an körperliche Belastungen einen hohen Stellenwert in der Trainingswissenschaft und Sportmedizin. Da das Grundlagenausdauertraining 1 sowohl in der Prävention und Rehabilitation als auch im Breiten- und Leistungssport von enormer Bedeutung ist, wird dieser Trainingsbereich gezielt untersucht.

Zum Erreichen der Zielstellungen sollen zum einen international bewährte Formeln für die HFmax-Bestimmung auf ihre Gültigkeit bei einer Fahrradergometrie geprüft und zum anderen eine neue radspezifische Formel aufgestellt und verifiziert werden.

Des Weiteren erfolgt der Vergleich von GA 1-Trainingsherzfrequenzbereichen, basierend auf einer Laktatleistungsdiagnostik, mit Trainingsbereichen, welche nach der Karvonen-Formel berechnet wurden. Als weiterer Aspekt soll die Anwendung der MRHF mit der Nutzung der Ruhe-HF direkt vor dem Test verglichen werden. Die MRHF scheint sehr geeignet, weil sie den Trainingszustand und physiologische Anpassungsvorgänge widerspiegeln kann. Die Ruhe-HF im Tagesverlauf unterliegt hingegen verschiedensten Einflüssen, z. B. der zirkadianen Rhythmik und der Aktivierung des Sympathikus und könnte somit eine geringere Gültigkeit haben.

Um eine hohe Aussagekraft zu erhalten, wurde in dieser Arbeit eine Probandengruppe mit spezifischen Einschlusskriterien rekrutiert und untersucht.

Basierend auf vorangegangenen theoretischen Überlegungen werden folgende Fragestellungen überprüft:

Fragestellung 1

Es ist eine valide Formel zur Berechnung der HFmax aus der Fahrradergometrie ableitbar.

Fragestellung 2

Die Ergebnisse aus den HFmax-Formeln $220-LA$, $208-0,7*LA$, $200-LA$ sowie aus einer neu aufgestellten Formel weisen eine gute Übereinstimmung zu der maximalen Herzfrequenz bei einer Fahrradbelastung auf.

Fragestellung 3

Der Trainingsbereich GA 1 nach Berechnung mittels Karvonen-Formel entspricht dem Trainingsbereich GA 1 nach einer Laktatleistungsdiagnostik.

Fragestellung 4

Durch die Anwendung der morgendlichen Ruhe-HF in der Karvonen-Formel wird im Vergleich zur Nutzung der Ruhe-HF direkt vor einem Leistungstest eine höhere Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus der Laktatleistungsdiagnostik erreicht.

4 Material und Methoden

4.1 Literaturrecherche

Es wurde bezüglich der Fragestellungen eine narrative Literaturrecherche durchgeführt. Hierbei erfolgte in „PubMed“ eine Suche mit gezielten Schlüsselbegriffen für den Zeitraum 2006 - 2016. Die der Suchanfrage entsprechenden Veröffentlichungen wurden hinsichtlich ihrer relevanten Aussagen subjektiv geprüft, die darin häufig zitierte Literatur (mindestens drei Zitierungen in diesem Zeitraum) wurde ebenfalls berücksichtigt.

In Abb. 3 sind die Schlüsselbegriffe mit ihren Verknüpfungen und deren Literaturanzahl dargestellt. Eine tabellarische Übersicht der wesentlichen Publikationen mit ihren Merkmalen und Ergebnissen befindet sich in Tab. 10.

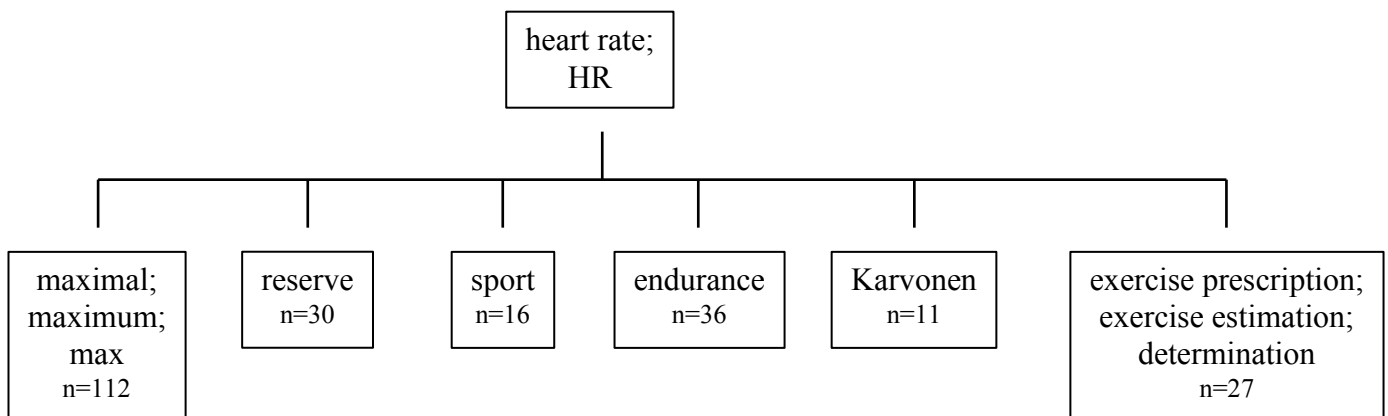


Abb. 3: systematische Literaturrecherche bei Pubmed (Zeitraum 2006 - 2016)

In die Literaturliste aufgenommen wurden zudem die Leitlinien des American College of Sports Medicine, bedeutsame Veröffentlichungen aus der Deutschen Zeitschrift für Sportmedizin (German Journal of Sports Medicine) sowie weitere deutschsprachige Literatur aus dem Gebiet der Sportmedizin.

Tab. 10: selektive Literaturübersicht (PubMed 2006 - 2016)

Autor	Jahr	Studiendesign	Probanden	Ergebnisse	Bemerkungen
Hui und Chan	2006	Querschnittsstudie Laufbandergometrie	n = 49 m/w Kinder und Adoleszenten	keine Gleichwertigkeit von %HFR und %VO ₂ R; strenge lineare Beziehung zwischen HF und VO ₂	%HFR und %HFmax dienen zur Intensitätsbeschreibung
Jain et al.	2011	Querschnittsstudie prospektiv und retrospektiv verschiedene Laufbandprotokolle	prospektiv n = 306 m/w 53 ± 12 J. retrospektiv n = 300 mit EKG-Veränderungen während Belastung m/w 59 ± 12 J.	das Erreichen der Schwelle 85 %HFmax ist kein valider Endpunkt, da die Belastungsfähigkeit und der Zeitpunkt der induzierten Ischämie nicht ausreichend erreicht wird	diagnostische Belastungsergometrie sollte symptombezogen beendet werden, Ziel: maximale Erschöpfung
Lounana et al.	2007	Querschnittsstudie Fahrradergometrie	n = 26 m 25,1 ± 0,7 J. Elitefahrradfahrer	ACSM-Empfehlungen unterbewerten die Intensität bei Elitefahrradfahrern; Regression %HFR/%VO ₂ R nicht zu unterscheiden von y = x	Mittelwert maximale Leistung: 434 ± 10 W
Machado und Denadai	2011	Querschnittsstudie Laufbandergometrie	n = 69 m 10 - 16 J. 12,6 ± 1,5 J. gesund, aktiv	220-LA nicht valide für diese Population, überschätzt HFmax; 208-0,7*LA valide	keine signifikante Korrelation zwischen Alter und HFmax
Mahon et al.	2010	Querschnittsstudie Ausbelastungstest	n = 52 m/w 7 - 17 J.	gute Vorhersage der HFmax über 208-0,7*LA, aber individuelle Variationen offensichtlich; 220-LA überschätzt HFmax	
Mendez-Villanueva et al.	2010	Querschnittsstudie stufenweise Kajakergometrie	n = 13 m 24,9 ± 3,6 J. Surfer	keine Übereinstimmung von %HFR zu %VO ₂ R oder %VO ₂ max (%HFR-Werte waren signifikant höher im Bereich von 35 - 95 %VO ₂ R)	individuelle Empfehlungen für Oberkörperbelastungen müssen gefunden werden

Autor	Jahr	Studiendesign	Probanden	Ergebnisse	Bemerkungen
Mezzani et al.	2007	Querschnittsstudie retrospektiv 1995 - 2005 Fahrradergometrie Rampenprotokoll	n = 428 m/w BMI 20 - 30 kg/m ² 40 gesund (55 ± 7 J.), 388 chronische Herzinsuffizienz (57 ± 9 J.), davon 213 mit Carvedilolmedikation, 175 ohne Carvedilol	Herzinsuffizienz: Ruhe-HF höher, HFmax und VO ₂ R niedriger als bei gesunden Probanden; gesund: %HFR zu %VO ₂ R äquivalent (y = x) Herzinsuffizienz: Regression entspricht nicht y = x, höhere Standardabweichung	Beziehung %HFR zu %VO ₂ R für Herzinsuffizienzpatienten unzuverlässig
Nes et al.	2013	Querschnittsstudie Laufbandergometrie verschiedene Belastungsprotokolle	n = 3.320 m/w 18 - 89 J. 46,1 ± 12,8 J.	HFmax = 211 - 0,64 * LA; Formel nach Tanaka präziser als 220-LA über große Altersbreite	keine Korrelation zwischen HF und Geschlecht, Raucher/Nichtraucher, VO ₂ max, BMI, körperlicher Aktivität
Nikolaidis	2014	Querschnittsstudie Feldstufentest	n = 147 m/w 9 - 12 J. (n = 50) 12 - 15 J. (n = 40) 15 - 18 J. (n = 57) Teamsportler	220-LA überschätzt HFmax in allen drei Altersgruppen; 208-0,7*LA: valide bei 9 - 15 J. 223-1,44*LA: valide bei 12 - 18 J.	
Nikolaidis	2015	Querschnittsstudie Feldtest Conconiprotokoll	n = 320 Adoleszenten (n = 162, 15,8 ± 1,5 J.), Erwachsene (n = 158, 23,4 ± 4,6 J.) Fußballer	HFmax = 213,3 - 0,75 * LA (Adoleszenten: 223-1,44*LA; Erwachsene: 213,2-0,78*LA); 208-0,7*LA unterschätzt in beiden Gruppen; 220-LA überschätzt bei Adoleszenten, valide für Erwachsene	Empfehlung für Entwicklung von sportartspezifischen HFmax- Formeln
Oh et al.	2016	Querschnittsstudie Laufbandergometrie Bruceprotokoll	n = 30 15: gesunde Marathonläufer, regelmäßiges Ausdauertraining (49,3 ± 3,4 J.); 15: Kontroll- gruppe (48,1 ± 4,5 J.)	signifikante Unterschiede bei Ruhe-HF, HFmax (jeweils niedriger bei Sportlern), maximalen RR _{systol} und VO ₂ max (jeweils höher bei Sportlern)	aerobes Ausdauertraining erhöht Herzschlagvolumen, reduziert Ruhe-HF und Risiko für kardiovaskuläre Erkrankungen

Autor	Jahr	Studiendesign	Probanden	Ergebnisse	Bemerkungen
Onorati et al.	2008	Querschnittsstudie Fahrradergometrie (langsam und schnell ansteigender Stufentest)	n = 14 m/w 31 ± 10 J. untrainiert, gesund	aus dem Kurvenverlauf Atemminutenvolumen-Herzfrequenz kann der ventilatorische Kompensationspunkt bestimmt werden	
Pavy et al.	2015	Querschnittsstudie Durchführung von ADL, dabei HF gemessen	n = 1.780 m/w 60,9 ± 11 J. Patienten nach kardiologischer Rehabilitation	Faktor in Karvonen-Formel beträgt hierbei 0,54 - 0,69	die HF bei ADL dient zur Bestimmung für Trainings-HF
Reis et al.	2011	Querschnittsstudie Feldstufentest	n = 12 m 30,7 ± 5,5 J. Leistungs- ausdauersportler	lineare Regression zwischen HF, VO ₂ und Laufgeschwindigkeit mit sehr geringer Streuung; HFR korreliert gut mit VO ₂ R	HF bei Leistungsläufern ein zuverlässiger Parameter zur Trainingssteuerung; VO ₂ nicht notwendig
Roy und McCrory	2013	Querschnittsstudie Bruceprotokoll	n = 52 m/w 18 - 25 J. Trainierte und Untrainierte BMI 18,5 - 25 m/kg ²	männliche und untrainierte Probanden haben höhere HFmax; im Vergleich zu 220-LA und 226-LA, hat 208-0,7*LA höchste Genauigkeit bei HFmax-Bestimmung	
Shargal et al.	2015	Querschnittsstudie retrospektiv Kontrollgruppe Laufbandergometrie	n = 28.137 m/w 10 - 80 J., 26,7 ± 10,6 J. Kontrollgruppe: n = 2.449 m/w	HFmax sinkt im Alter, bei Frauen mehr als bei Männern, dadurch geschlechtsspezifische Formeln notwendig m: 208,609-0,716*LA w: 209,273-0,804*LA m/w: 208,852-0,741*LA; Kontrollgruppe: Korrelation m 0,64, w 0,66	Formeln sehr ähnlich der Formel nach Tanaka (208-0,7*LA)

Autor	Jahr	Studiendesign	Probanden	Ergebnisse	Bemerkungen
Silva et al.	2007	Querschnittsstudie Bruceprotokoll	n = 93 w 67,1 ± 5,16 J.	220-LA überschätzt HFmax um 7,4 Schläge/min, 208-0,7*LA überschätzt um 15,5 Schläge/min; signifikante inverse Korrelation von Alter und HFmax	
Solheim et al.	2014	1. Ausbelastungstest 2. Laufbelastung bei 50 %VO ₂ R	n = 28 m/w 21,9 ± 1,6 J.	Werte nach Ausbelastungsstufentest stimmen nicht mit den Werten bei kontinuierlicher Belastung überein (%VO ₂ R kleiner und %HFR größer im 2. Test)	Einschränkungen: Ruhe-VO ₂ für alle Probanden gleich (3,5 ml/kg/min) angenommen; Vorbelastungen der Probanden
Sydo et al.	2014	Querschnittsstudie Laufbandergometrie Bruceprotokoll	n = 37.010 m/w 40 - 89 J. Patienten mit Herz- Kreislauf-Erkrankungen ausgeschlossen	m: höhere HFmax, HFR, Erholungs-HF; niedrigere HFmax durch mangelnde körperliche Belastbarkeit, Rauchen, Diabetes, Übergewicht; ohne diese Faktoren: HFmax m = 220 - 0,95 * LA, HFmax w = 210 - 0,79 * LA	
Whyte et al.	2008	Querschnittsstudie Rampenprotokoll verschiedene Ergometer	n = 265 m/w 15 - 38 J. gesunde Probanden 130 Ausdauertrainierte, 40 anaerob Trainierte, 95 Untrainierte	HFmax ca. 5 Schläge/min weniger bei Sportlern als bei Untrainierten; HFmax unterscheidet sich nicht bei aerob und anaerob Trainierten; m Sportler: HFmax = 202 - 0,55 * LA w Sportler: HFmax = 216 - 1,09 * LA	

n: Anzahl; m: männlich; w: weiblich; J.: Jahre; HF: Herzfrequenz; HFmax: maximale Herzfrequenz; LA: Lebensalter; HFR: Herzfrequenzreserve; O₂: Sauerstoff; VO₂: Sauerstoffaufnahmevolumen; VO₂R: Sauerstoffaufnahmereserve; RR_{systol}: systolischer Blutdruck; ADL: activity of daily living

4.2 Studiendesign

Bei der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um den Vergleich querschnittlicher Daten aus zwei Datensätzen. Der erste Datensatz wurde aus der Datenbank der wesp GmbH entnommen. Diese wurde im Rahmen des Forschungsprojektes „darwinci“ angelegt und beinhaltet Messgrößen von 2881 Leistungsdiagnostiken, die in Fitnesszentren, Hausarztpraxen und Kliniken im Zeitraum vom 20.06.2007 bis 26.11.2012 durchgeführt wurden.

Der Vergleichsdatsatz stammt aus eigens durchgeführten Leistungsdiagnostiken im Zentrum für Physikalische und Rehabilitative Medizin am Sophien- und Hufeland-Klinikum in Weimar. Vor Beginn dieser Studie wurden die Zustimmung der Ethik-Kommission des Universitätsklinikums Jena sowie das schriftliche Einverständnis der Probanden eingeholt (siehe Anhang). Die Teilnahme erfolgte freiwillig und fand im Zeitraum vom 06.05.2013 bis 10.10.2013 statt. Zu dem Untersuchungstag brachten die Probanden ihren ausgefüllten Anamnesebogen und ihr Ruhe-HF-Protokoll mit. Nach Studienende erhielten die Teilnehmer eine individuelle Auswertung ihrer Ergebnisse.

4.3 Stichproben

Die historische Stichprobe (*Gruppe 1*, $n = 2881$) beinhaltet eine heterogene Teilnehmergruppe hinsichtlich Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht, Belastungsart (Laufband- oder Fahrradergometrie), Ruhe-HF und HF-Trainingsbereichen. In Anlehnung an die Forschungshypothesen und für das Erreichen einer hohen Vergleichbarkeit wurden für diese Stichprobe folgende Einschlusskriterien definiert: Geschlecht männlich, Alter zwischen 20 und 60 Jahren, Belastungsart Fahrradergometer. Es verblieben im Datensatz 315 Probanden (siehe Abb. 4).

Für die Stichprobengenerierung der Vergleichsstichprobe (*Gruppe 2*) wurden Mitglieder aus Sportvereinen sowie Jenaer Medizinstudenten rekrutiert. Dabei galten die folgenden Einschlusskriterien: Geschlecht männlich, Alter zwischen 20 und 60 Jahren, Freizeit-/Breitensportler, keine Leistungssportler, keine kardiopulmonalen Vorerkrankungen, keine herz-kreislaufwirksame Medikation, keine Schichtarbeit. Von der Teilnahme ausgeschlossen wurden Personen mit bekannten Herz- und Gefäßerkrankungen, entgleisten Stoffwechselerkrankungen, schweren Organerkrankungen oder fieberhaften Infekten. Der Teilnahme stimmten insgesamt 53 Probanden zu. Die Teilnehmer waren zwischen 20 und 57 Jahren alt. In dieser Gruppe wurden insgesamt 9 Datensätze von der Auswertung aufgrund eines vorzeitigen Belastungsabbruchs ($n = 2$, wegen starker Belastungsdyspnoe bzw. starken

Kopfschmerzen), nicht erfüllten Ausbelastungskriterien ($n = 2$) oder fehlenden Unterlagen ($n = 5$) ausgeschlossen, sodass 44 Probanden in die statistischen Analysen eingingen (siehe Abb. 4).

Im Vergleich der beiden zugrundeliegenden Stichproben zeigte sich, dass sich die Teilnehmer aus Gruppe 1 nicht signifikant von den Teilnehmern aus Gruppe 2 unterschieden ($p > 0,05$). Die Charakteristika der beiden Stichproben sind in Tab. 11 dargestellt.

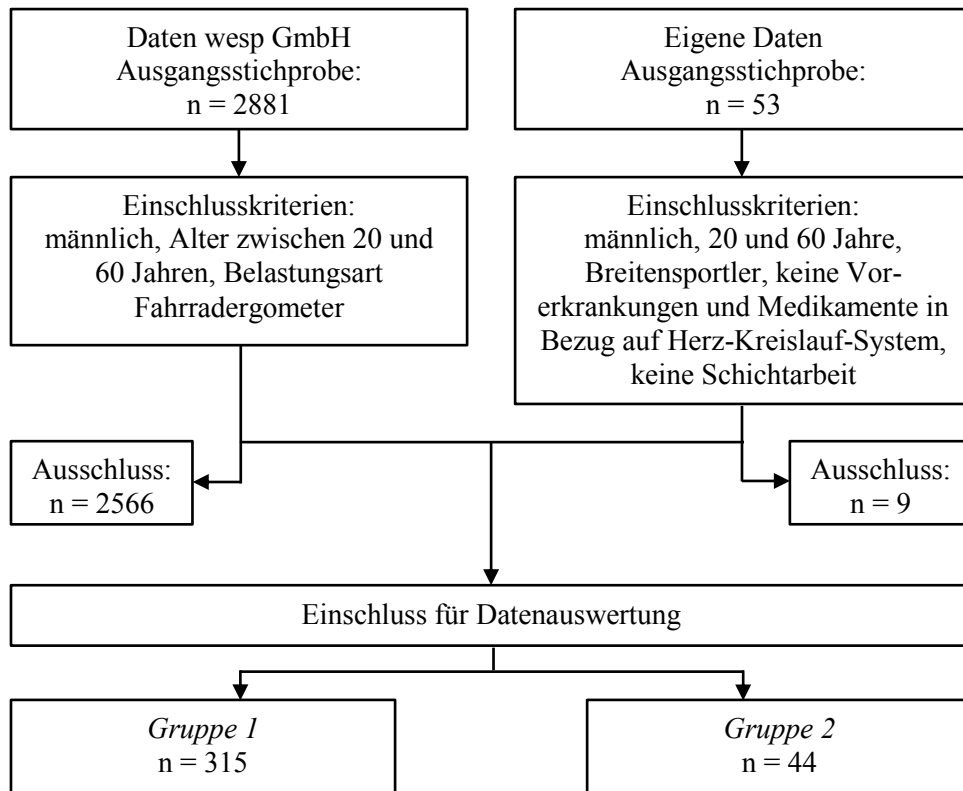


Abb. 4: Übersicht Stichprobeneinteilung

Tab. 11: Stichprobencharakteristika

	Gruppe 1	Gruppe 2
Soziodemografische Angaben, MW (SD)	wesp GmbH n = 315	Eigene Daten n = 44
Alter in Jahren	36,0 (9,6)	38,1 (10,0)
Größe ^a in m	1,80 (0,07)	1,82 (0,08)
Gewicht ^a in kg	83,5 (14,6)	82,5 (12,8)
BMI in kg/m ²	25,7 (4,4)	24,9 (2,9)

^a selbst berichtet; BMI: Body-Mass-Index

4.4 Erhebungsinstrumente

4.4.1 Anamnese und Probandenaufklärung

Zur Feststellung, ob die Leistungsdiagnostik mit einer kardiopulmonalen Ausbelastung bei Probanden in der Gruppe 2 durchführbar ist und diese die Einschlusskriterien erfüllen, wurde ein Vorgespräch geführt und dabei ein Anamnesebogen ausgefüllt. Neben demographischen Angaben wurden weitere für diese Studie relevante Informationen erfragt: Vorerkrankungen, Medikamenteneinnahme, Trainings- und Gesundheitszustand, bisher betriebene Sportarten und Ernährung. Zudem wurden der Inhalt und die Ziele der durchgeführten Studie sowie der konkrete Ablauf der Leistungsdiagnostik erläutert.

4.4.2 Messung morgendliche Ruheherzfrequenz

Um die morgendliche Ruheherzfrequenz (MRHF) mit in die Auswertung einbeziehen zu können, sollten die Probanden aus Gruppe 2 ihre MRHF direkt nach dem Aufwachen im Liegen messen und die Werte in ein Protokoll (siehe Anhang) notieren. Dabei erfolgte die Pulsmessung an der Arteria carotis communis für 30 Sekunden und der gemessene Wert wurde anschließend mit dem Faktor zwei multipliziert. Bei herzgesunden Probanden wurde von einem Nichtvorhandensein eines Pulsdefizites ausgegangen und die Pulsfrequenz der Arteria carotis communis in dieser Studie mit der Herzfrequenz gleichgesetzt.

Mit dem Ziel der Messoptimierung sollten die Testpersonen ihre MRHF bereits sieben Tage vor der Leistungsdiagnostik bestimmen. Für die Auswertung war letztendlich nur der Messwert am Untersuchungstag relevant.

4.4.3 Fahrradergometrie

48 Stunden vor Durchführung der Leistungsdiagnostik sollten keine intensiven Vorbelastungen der Probanden stattgefunden haben. Es wurde gebeten, die individuellen Essgewohnheiten fortzuführen. Dabei sollte die letzte Mahlzeit spätestens drei Stunden vor Testbeginn eingenommen werden. Des Weiteren war auf eine ausreichende Flüssigkeitszufuhr und einen Verzicht von Nikotin sowie von alkoholischen und koffeinhaltigen Getränken vor der Fahrradergometrie zu achten.

Zunächst wurde bei jeder Testperson ein Ruhe-EKG mittels 12-Kanal-EKG-Ableitung (Firma Customed, Typ custo cardio 110 BT) nach fünfminütigem Sitzen in der Testposition durchgeführt (siehe Abb. 5). Bei unauffälligem EKG-Befund und körperlichem Wohlbefinden wurde die Leistungsdiagnostik auf einem der kalibrierten Fahrradergometer (Firma Customed, Modell EC3100; Firma Ergoline, Modell ergometrics 900) absolviert (siehe

Abb. 6). Der Proband trug dabei Sportkleidung, die Lufttemperatur lag zwischen 18 und 22 °C und die Luftfeuchtigkeit betrug weniger als 60 %.

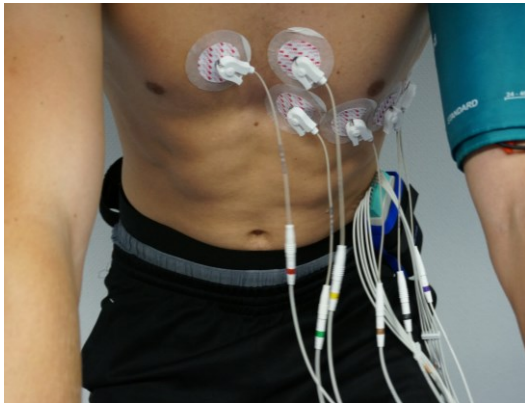


Abb. 5: Anlage Ruhe-EKG



Abb. 6: verwendete Fahrradergometer

Die durchgeführte Ergometrie mit ihrem definierten Protokoll orientierte sich an allgemeingültigen Empfehlungen (American College of Sports Medicine et al. 2018, Trappe und Löllgen 2000) und wurde anhand des sportlichen Leistungsvermögens der Probanden festgelegt. Der Fahrradergometer-Stufentest wurde bei einer Leistung von 40 Watt begonnen. Das Belastungszielkriterium, welches bei jeder Stufe erreicht werden sollte, lag bei 60 bis 70 Umdrehungen pro Minute. Nach einer Belastung von jeweils drei Minuten wurde der Widerstand um 30 Watt erhöht, bis der Test aufgrund des Vorliegens eines Abbruchkriteriums beendet werden musste (siehe Tab. 12). Im Anschluss erfolgte eine mindestens fünfminütige Erholungsphase bei einer geringen Leistung von 50 Watt.

Tab. 12: relative und absolute Abbruchkriterien (modifiziert nach Steinacker et al. 2002)

	Relative Abbruchkriterien	Absolute Abbruchkriterien
Subjektive Symptome	leichtes Unwohlsein, leichte Angina pectoris, leichtes pulmonales Giemen/Pfeifen	Erschöpfung, mäßig-starke Angina pectoris, starke Dyspnoe/Unsicherheit
Objektive Befunde	systolischer RR > 260 mmHg, diastolischer RR > 115 mmHg, fehlender RR-Anstieg oder RR-Abfall während Belastung, supraventrikuläre Tachykardien, Bradyarrhythmien, polymorphe Extrasystolie/Salven, Leitungsstörungen	Leistung kann nicht gehalten werden, Arrhythmien/Tachykardien > 30 sec, starke typische ST-Streckensenkungen, signifikante ST-Hebungen, stärkerer RR-Abfall

RR: Blutdruck

Signalisierten die Probanden während der Belastung Erschöpfungsanzeichen, wurden sie vom Untersucher motiviert so lange wie möglich weiterzufahren. Eine kardiopulmonale Ausbelastung des Probanden galt als wichtige Voraussetzung für eine verwertbare Ergometrie. Als Ausbelastungskriterien wurden entsprechend allgemeingültiger Empfehlungen Laktatwerte von $\geq 7,0$ mmol/l und ein Mindestwert von 18 auf der RPE-Skala nach Borg festgelegt.

Unmittelbar vor Belastungsstufenende und in der Erholungsphase (nach Beendigung der ersten, dritten und fünften Erholungsminute) wurden Herzfrequenz, Blutdruck und Laktat gemessen. Die maximale Herzfrequenz (HFmax) entsprach dabei der höchsten Herzfrequenz während des Tests. Zur Blutdruckmessung wurden Oberarmmanschetten der Firma Customed bzw. Ergoline verwendet. Es erfolgten automatische Messungen alle drei Minuten und ggf. manuelle Nachmessungen (z. B. bei nicht angezeigten Blutdruckwerten). Die Laktatwerte wurden aus einer geringen Menge Kapillarblut vom Ohrläppchen mit dem Messinstrument der Firma „Lactate Pro“ und den dazugehörigen Messstreifen bestimmt (siehe Abb. 7 und 8).



Abb. 7: Laktatmessinstrument



Abb. 8: Abnahme von Kapillarblut während der Untersuchung

Im Verlauf der gesamten Untersuchung wurde das kontinuierlich abgeleitete 12-Kanal-EKG u. a. auf Arrhythmien und Erregungsrückbildungsstörungen geprüft. Das subjektive Belastungsempfinden wurde über die RPE-/Borg-Skala (siehe Tab. 9) jeweils in den letzten fünf Sekunden jeder Stufe abgefragt.

Während der Leistungsdiagnostiken war stets ein Defibrillator und weiteres Notfallequipment vorhanden.

Der Untersucher führte ein Protokoll, in dem die Werte der Probanden sowie die Gründe für den Abbruch dokumentiert wurden.

4.5 Statistik

Für die Datenverarbeitung und die statistische Auswertung wurden die Programme Microsoft Excel (Version 14.0.0) und IBM SPSS Statistics (Version 23.0.0.0) verwendet.

Die beiden Stichproben wurden mittels *t*-Test verglichen. Das Signifikanzniveau wurde dabei auf $p < 0,05$ festgelegt. Sowohl von Gruppe 1 als auch von Gruppe 2 wurden individuelle Kenngrößen und die gemessenen Werte in einer Excel-Tabelle aufgelistet. Hieraus konnten jeweils Mittelwert, Median und die Standardabweichung berechnet werden.

Die mittels linearer Regressionsanalyse bestimmte radspezifische HFmax-Formel aus Gruppe 1 wurde auf ihre Gültigkeit in Gruppe 2 überprüft und nur in dieser Probandengruppe angewendet.

Aus den durchgeführten Laktatleistungsdiagnostiken konnten mittels der wesp GmbH-Software die individuellen Schwellen (aerobe und anaerobe Schwelle) und hieraus wiederum die Herzfrequenzbereiche für den Regenerations- und Kompensationsbereich, für das Grundlagenausdauertraining 1 (GA 1), GA 1-2 und GA 2 sowie für den wettkampfspezifischen Ausdauerbereich bestimmt werden. Für die hier vorliegende spezifische Betrachtungsweise wurde nur der Bereich GA 1 untersucht.

Die wesp GmbH-Software nutzte dabei eine spezielle Regressionsanalyse der individuellen Laktatkinematik. Durch die Verwendung dieses Algorithmus war eine reproduzierbare und untersucherunabhängige Auswertung möglich.

Demgegenüber erfolgte die Bestimmung des GA 1-Bereiches unter Gebrauch der Karvonen-Formel (siehe Einleitung). Als Intensitätsfaktoren wurden nach den Empfehlungen von Janssen (Janssen 2003) 0,6 für den unteren Grenzwert (UGW) und 0,7 für den oberen Grenzwert (OGW) des GA 1-Bereiches eingesetzt. Die Ruhe-HF ergaben sich aus den gemessenen Werten unmittelbar vor dem Test (Messung nach mindestens fünfminütiger Ruhephase in Testposition) und in Gruppe 2 zusätzlich aus der morgendlichen Messung im Liegen. In Gruppe 2 kamen jeweils beide Werte pro Proband in der Karvonen-Formel zur Anwendung.

Die in der Karvonen-Formel eingesetzten HFmax-Werte wurden zum einen über anerkannte Berechnungen bzw. über eine neu definierte Formel aus Gruppe 1, welche im Ergebnisteil aufgelistet ist, bestimmt:

$$\begin{aligned}\text{HFmax (Fox)} &= 220 - \text{LA} \\ \text{HFmax (200-LA)} &= 200 - \text{LA} \\ \text{HFmax (Tanaka)} &= 208 - 0,7 * \text{LA}\end{aligned}$$

Zum anderen wurden die maximal erreichten Herzfrequenzwerte während des Belastungstests als HFmax (Test) in die Formel eingetragen.

Bezüglich der HFmax und des Bereiches GA 1 erfolgte ein Methodenvergleich im Sinne einer deskriptiven Statistik unter Nutzung einer grafischen Übereinstimmungsanalyse mit der Winkelhalbierenden, des Bland-Altman-Plots (BA-Plots) und des mittleren quadratischen Fehlers (MQF). Hingegen wurde die Anwendung des Korrelationskoeffizienten zum Vergleich von zwei Messmethoden als ungeeignet beschrieben (Kwiecien et al. 2011, Grouven et al. 2007).

Die errechneten HFmax-Werte wurden den im Test erzielten maximalen Werten (HFmax Test) nach eben genannten Methoden gegenübergestellt. Hierbei wurden HFmax Fox, HFmax 200-LA, HFmax Tanaka und in Gruppe 2 zusätzlich HFmax Gruppe 1 verwendet.

In Bezug auf den Trainingsbereich GA 1 wurden sowohl die HF-Werte am UGW und OGW als auch die Spannweite (SW), welche die Differenz von OGW und UGW darstellt, untersucht. Hierbei erfolgten Messmethodenvergleiche zwischen den Werten aus dem Verfahren der Laktatleistungsdiagnostik und den berechneten Daten aus der Karvonen-Formel.

Grafische Übereinstimmungsanalyse mit der Winkelhalbierenden

Bei dieser Methode wird ein Merkmal (z. B. HFmax) in einem Koordinatensystem nach zwei verschiedenen Bestimmungsmethoden (z. B. Bestimmung durch einen Leistungstest und nach der Fox-Formel) dargestellt, dabei entsteht eine Punktwolke. Als Referenzgerade wird die Winkelhalbierende ($y = x$) eingezeichnet. Liegt in diesem Beispiel ein Punkt direkt auf der Winkelhalbierenden, so ist der berechnete Wert nach Fox identisch mit der HFmax aus der Testdurchführung. Je weiter der Punkt von der Geraden entfernt ist, umso mehr weichen die Werte voneinander ab. Anhand der Lage der Punkte kann ggf. auf eine Über- bzw. Unterschätzung infolge der Berechnung geschlossen werden.

Bland-Altman-Plot

Bei der BA-Methode werden die Streuung und die Verzerrung der Daten einbezogen, sie hat sich dadurch als Verfahren der Wahl zum Vergleich von Messmethoden etabliert (Grouven et al. 2007). Dabei wird die Differenz von zwei Messmethoden über den Mittelwert der Messungen in einem kartesischen Koordinatensystem grafisch aufgetragen (Bland und Altman 1986). Man erkennt dadurch Größenordnungen und Muster der individuellen Abweichungen zwischen den Messwerten. Üblicherweise werden zur Interpretation die Nulllinie (Differenz = 0), der Mittelwert der Differenzen als horizontale Gerade (Mittelwertlinie) und die Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“) eingezeichnet.

Die *Mittelwertlinie* stellt die systematische korrigierbare Abweichung dar (Kwiecien et al. 2011) und wird auch als Bias bezeichnet. Dieser systematische Unterschied kann prinzipiell ausgeglichen werden und spielt daher im Vergleich von Bestimmungsmethoden eine untergeordnete Rolle.

Hingegen zeigt der *Übereinstimmungsbereich*, welcher sich über den Mittelwert $\pm 1,96 \cdot$ Standardabweichung der Differenzen bestimmen lässt, eine nicht korrigierbare Abweichung auf und entspricht der zufälligen Komponente. Unter Annahme einer Normalverteilung befinden sich 95 % der Messwertdifferenzen zwischen den „limits of agreement“. Je breiter dieser Bereich ist, desto größer ist die Streuung der Differenzwerte und umso geringer ist die Übereinstimmung der zwei untersuchten Messmethoden.

Von einer systematischen Verzerrung der Daten spricht man, wenn sich eine ungleichmäßige Verteilung mit einem stetigen An- oder Abstieg der Differenzen im Koordinatensystem zeigt (Kwiecien et al. 2011). In diesem Fall ist der Bias nicht konstant, er ändert sich proportional zu den Messwerten. Zur Optimierung der Auswertung kann hier nun eine Regressionsgerade

mit resultierenden Übereinstimmungsgrenzen verwendet werden. Dieses Vorgehen wird im Ergebnisteil an einem Beispiel dargestellt und erklärt.

Beim Vergleich der berechneten HFmax-Werte mit den im Belastungstest erzielten HFmax-Werten sowie dem Messmethodenvergleich von UGW/OGW nach Karvonen-Formel und Ergometrie wurde eine maximale Differenz von 10 Schlägen/min als ein zufriedenstellendes Ergebnis festgelegt. Für die SW wurde als akzeptabel eine Differenz von ≤ 5 Schlägen/min angenommen.

Mittlerer quadratischer Fehler

Um ein Aufheben von positiven und negativen Ausreißern zu vermeiden, quadriert man beim MQF die Differenz zweier Werte und bestimmt anschließend den Mittelwert von allen Quadraten der Abweichungen. Zieht man die Wurzel vom MQF, so erhält man den Betrag der durchschnittlichen Differenz der Messwerte.

Je kleiner der MQF und der Betrag der durchschnittlichen Differenz ist, desto größer ist die Übereinstimmung der untersuchten Merkmale.

5 Ergebnisse

Zur Überprüfung der Fragestellungen 1 und 2 werden in den Kapiteln 5.1 und 5.2 die Ergebnisse bezüglich der Bestimmung einer radspezifischen HFmax-Formel und der Übereinstimmungsvalidität verschiedener HFmax-Formeln aufgezeigt.

5.1 Bestimmung einer radspezifischen HFmax-Formel

5.1.1 Bestimmung einer radspezifischen HFmax-Formel in Gruppe 1

Die von den männlichen Personen aus Gruppe 1 (Gr. 1) erreichten HFmax-Werte sind in Abhängigkeit vom Alter in Abb. 9 dargestellt. Mit zunehmendem Alter kommt es zu einer Reduktion der HFmax. Wendet man die dazugehörige lineare Regressionsanalyse an, so erhält man folgende altersabhängige Formel zur HFmax-Bestimmung aus Gruppe 1:

$$\text{HFmax (Gruppe 1)} = 188 - 0,62 * \text{LA}$$

Die entsprechende Regressionsgerade ist als durchgezogene Linie in der Abbildung ersichtlich (Bestimmtheitsmaß $R^2 = 0,147$). Zum Vergleich sind die häufig verwendeten und bereits besprochenen HFmax-Formeln von Fox et al. und Tanaka et al. sowie die an die Fahrradergometrie angepasste Formel $\text{HFmax} = 200 - \text{LA}$ eingezeichnet. Die Regressionsgerade der Gruppe 1 hat annähernd den gleichen negativen Anstieg wie die Formel von Tanaka et al. ($208 - 0,7 * \text{LA}$) und ist im Vergleich zu dieser nach unten verschoben.

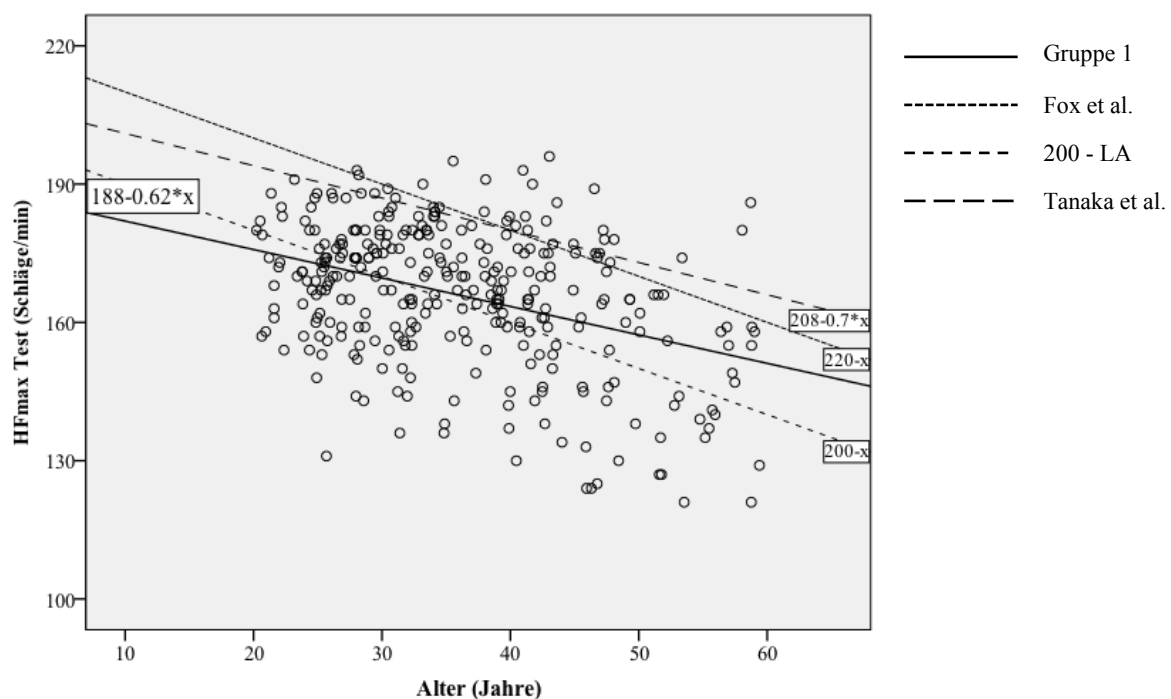


Abb. 9: Verhältnis von HFmax zu Alter in Gr. 1 mit linearer Regressionsgerade

5.1.2 Bestimmung einer radspezifischen HFmax-Formel in Gruppe 2

Die in Gruppe 2 (Gr. 2) gemessenen maximalen Herzfrequenzen bei der Fahrradergometrie sind in Abb. 10 über den Faktor „Alter“ dargestellt. Hier zeigt sich keine eindeutige lineare Abhängigkeit vom Lebensalter der Probanden. Aus der Regressionsanalyse ist ersichtlich, dass mit zunehmendem Alter die HFmax nur minimal abnimmt. Die ermittelte Formel zur HFmax-Bestimmung aus Gruppe 2 lautet ($R^2 = 0,034$):

$$\text{HFmax (Gruppe 2)} = 187 - 0,18 * \text{LA}$$

Des Weiteren sind in Abb. 10 die häufig genutzten HFmax-Formeln und die Formel aus Gruppe 1 grafisch abgebildet.

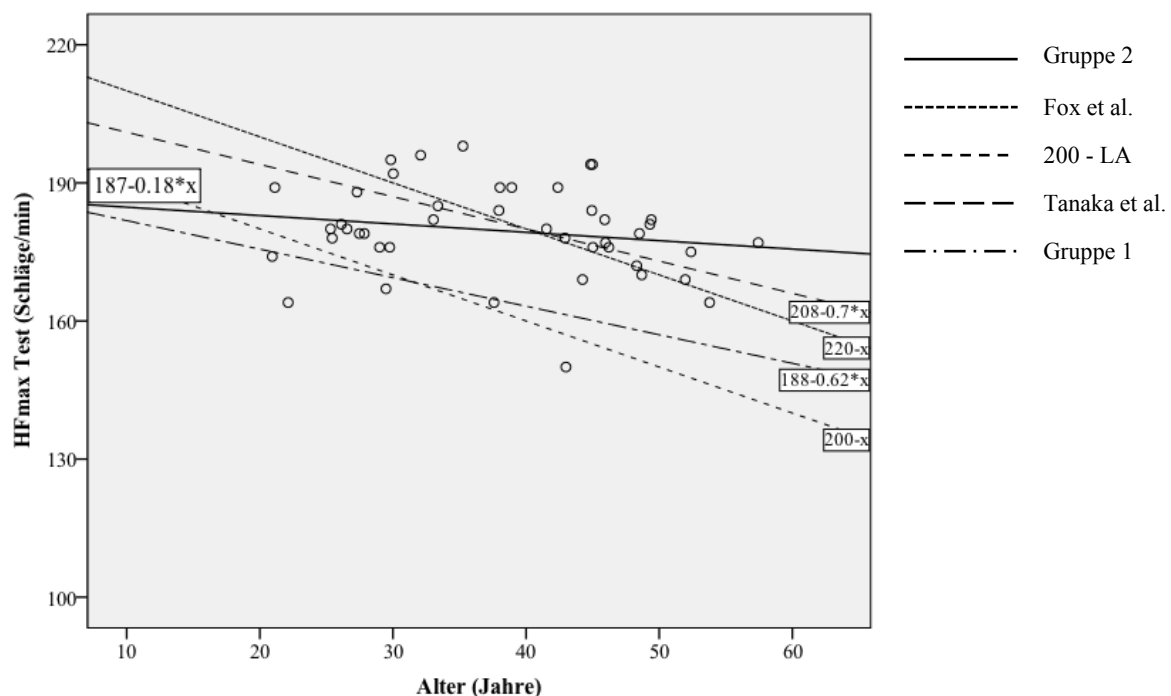


Abb. 10: Verhältnis von HFmax zu Alter in Gr. 2 mit linearer Regressionsgerade

5.2 Validität von Formeln für die HFmax-Bestimmung

5.2.1 Vergleich von berechneter und durch Test erzielte HFmax in Gruppe 1

Den grafischen Übereinstimmungsanalysen (siehe Abb. 11-13) ist eine größere Streubreite der HFmax-Werte aus dem Belastungstest im Vergleich zu den errechneten Daten zu entnehmen. Hinsichtlich der Winkelhalbierenden zeigt die Berechnungsmethode 200-LA noch die beste Annäherung. Auch wenn nur eine geringe Übereinstimmung vorhanden ist, liegen die Messdaten hier annähernd gleichverteilt um die Gerade $x = y$. Im Gegensatz dazu liegen bei HFmax Fox und HFmax Tanaka „Linksverschiebungen“ mit einer Überschätzung der meisten HFmax-Werte vor.

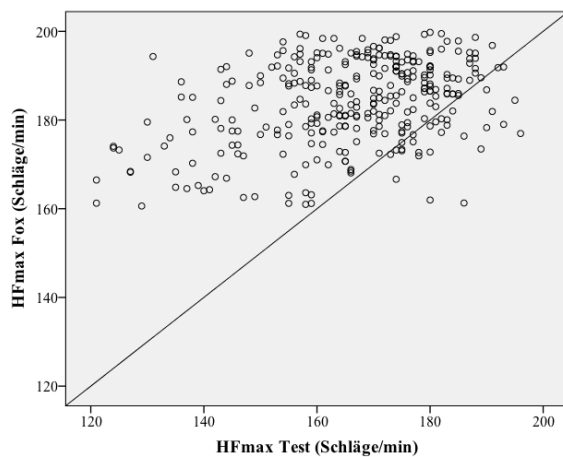


Abb. 11: grafische Übereinstimmungsanalyse
HFmax Fox; HFmax Test; Gr. 1

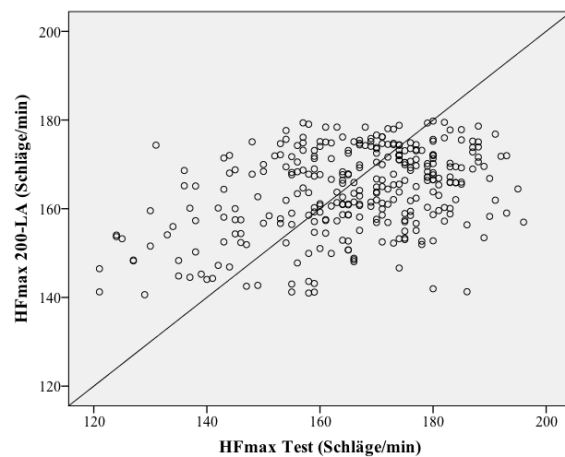


Abb. 12: grafische Übereinstimmungsanalyse
HFmax 200-LA; HFmax Test; Gr. 1

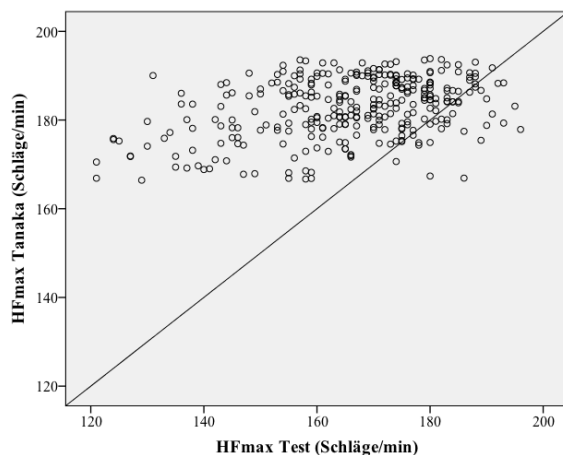


Abb. 13: grafische Übereinstimmungsanalyse
HFmax Tanaka; HFmax Test; Gr. 1

An dem Beispiel des Methodenvergleichs von HFmax Fox und HFmax Test wird die Auswertung mittels *BA-Plot* (Abb. 14 und 15) erläutert: In Abb. 14 sind die Mittelwerte (MW) gegen die Differenzen (DIFF) von „HFmax Fox“ und „HFmax Test“ abgetragen. In diesem Fall liegt der Mittelwert der Differenzen bei 20 Schlägen/min und die Standardabweichung beträgt 15 Schläge/min. Die entsprechende Mittelwertlinie ist in der Grafik als durchgezogene Linie ersichtlich. Im Durchschnitt überschätzt somit die berechnete HFmax nach Fox die im Test ermittelte HFmax um 20 Schläge/min. Die „limits of agreement“ ($y = 49,4$; $y = -9,4$), welche über die Formel Mittelwertlinie $\pm 1,96 \cdot$ Standardabweichung bestimmt wurden, sind als gestrichelte Linien dargestellt. 95 % der Differenzwerte liegen in diesem Übereinstimmungsbereich, d. h. in 95 % der Fälle sind die zukünftigen Differenzen betragsmäßig kleiner als 29 Schläge/min. Im Verhältnis zu den Messwertgrößen ist der Übereinstimmungsbereich als sehr weit anzusehen.

Des Weiteren ist zu erkennen, dass mit größer werdendem Mittelwert die Differenzen stetig abnehmen und zum Teil im Negativbereich angesiedelt sind. Diese Verteilung mit einem konstanten „Abstieg“ der Differenzwerte weist auf eine systematische Verzerrung hin.

Um eine bessere Übereinstimmung von HFmax Fox und HFmax Test zu erreichen, können die Punkte im Koordinatensystem mit der Regressionsgeraden korrigiert werden.

$y = 133,4 - 0,66 * x$ lautet in diesem Beispiel die Gerade, sie ist in Abb. 15 dargestellt. Die dazugehörenden „limits of agreement“ wurden über den Standardfehler der Regression (Regressionsgerade $\pm 1,96 * \text{Standardfehler der Regression}$) berechnet und sind erneut durch gestrichelte Linien gekennzeichnet. In diesem Fall haben nun 95 % der Messpunkte eine Differenz von < 25 Schlägen/min zu der korrigierten Mittelwertlinie. Trotz dieser Korrektur und einem schmaleren Übereinstimmungsbereich kann der akzeptable maximale Unterschied von 10 Schlägen/min (siehe Material und Methoden) nicht erreicht werden.

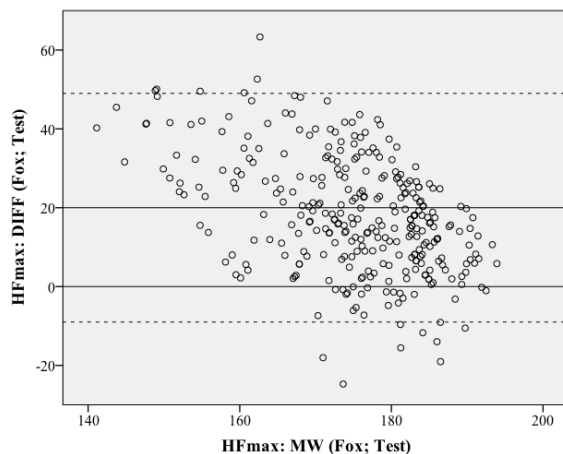


Abb. 14: BA-Plot HFmax Fox; HFmax Test; Gr. 1

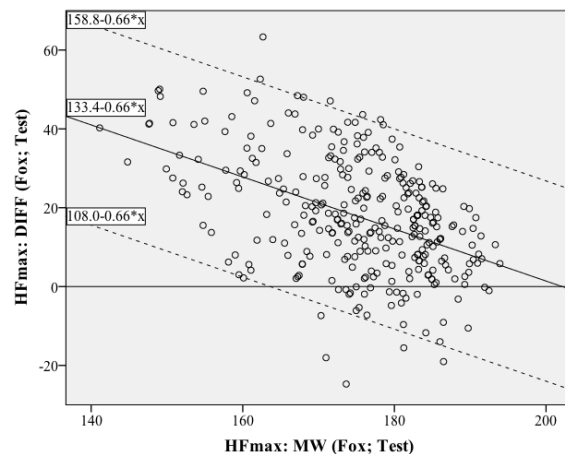


Abb. 15: BA-Plot mit Regression
HFmax Fox; HFmax Test; Gr. 1

Dieses Vorgehen mit Verwendung der Regression wurde aufgrund der gleichen Charakteristik auch bei den weiteren Bland-Altman-Plots benutzt.

Nachfolgend werden die Abbildungen 15-17 miteinander verglichen. Bei Fox und Tanaka überwiegt die Überschätzung der HFmax: Entsprechend der Regressionsgeraden ist bis zu einem Mittelwert von 202 (Fox) bzw. 189 (Tanaka) Schlägen/min die berechnete HFmax höher als die im Test ermittelte HFmax. Der Schnittpunkt mit der Nulllinie beträgt bei der Methode „200-LA“ 162 Schläge/min. Bei diesem Verfahren liegt ein größerer Bereich der Punktwolke nahe der Nulllinie und auch die Bereiche der Über- und Unterschätzung erscheinen gleichverteilt. Trotz alledem existiert auch hier eine zum Teil erhebliche Differenz zwischen den berechneten und im Test bestimmten HFmax-Werten. Hinsichtlich der Weite der „limits of agreement“ weist die Berechnungsmethode nach Tanaka et al. den geringsten

Wert auf und hat somit die beste Übereinstimmung. Mit einer 95 %-igen Differenz von < 20 Schlägen/min entspricht diese Methode aber auch nicht dem Kriterium einer guten bzw. tolerablen Übereinstimmung.

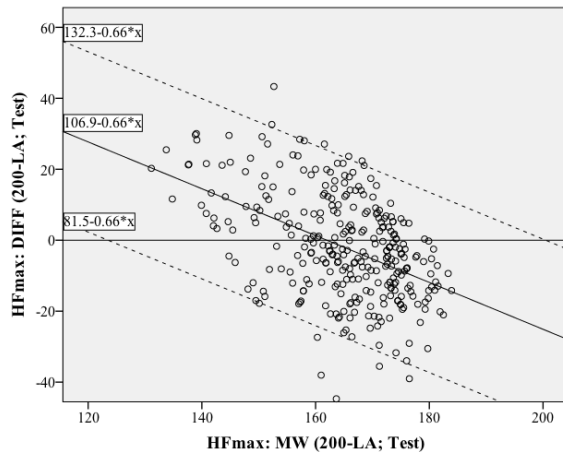


Abb. 16: BA-Plot HFmax 200-LA; HFmax Test Gr. 1

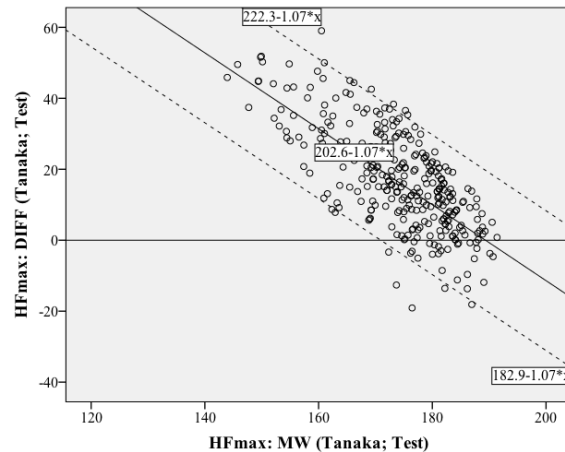


Abb. 17: BA-Plot HFmax Tanaka; HFmax Test Gr. 1

Bei Anwendung des *MQF* zeigt sich die größte Übereinstimmung zum erreichten HFmax-Wert im Test durch die Formel $\text{HFmax} = 200 - \text{LA}$ (siehe Tab. 13). Die Wurzel des MQF ergibt betragsmäßig die durchschnittliche Differenz, hier beträgt sie gerundet 15 Schläge/min. Erheblich höhere MQF ergeben sich bei Nutzung der Formeln nach Tanaka et al. und Fox et al.

Tab. 13: MQF der HFmax-Bestimmungsmethoden in Gr. 1 (Einheit: (Schläge/min)²)

	HFmax Fox	HFmax 200-LA	HFmax Tanaka
HFmax Test	541	218	486

5.2.2 Vergleich von berechneter und durch Test erzielte HFmax in Gruppe 2

Neben den in 5.2.1 untersuchten Bestimmungsmethoden wurde hier auch die aus Gruppe 1 abgeleitete Formel zur HFmax-Berechnung ($\text{HFmax} = 188 - 0,62 * \text{LA}$) in die Auswertung einbezogen.

In Abb. 18 und 19 sind die Auswertungen mittels *grafischer Übereinstimmungsanalyse* an den Beispielen von „Fox“ und „Gruppe 1“ dargestellt. Die Ergebnisse von „200-LA“ und „Tanaka“ entsprechen der Charakteristik aus Abb. 18 bzw. 19 und befinden sich im Anhang (siehe Anhang Abb. A1 und A2). Insgesamt zeigt sich, dass die im Test bestimmten HFmax-Werte eine größere Spannweite als die berechneten Werte aufweisen. Zudem ist ersichtlich,

dass bei Fox und Tanaka im Vergleich zu den anderen beiden Bestimmungsmethoden eine deutlich größere Anzahl an Messpunkten im Bereich der Winkelhalbierenden liegt. Aber auch bei diesen beiden Grafiken sind einige Messpunkte weit von der Geraden $x = y$ entfernt. Weil zumeist die in der Ergometrie bestimmten maximalen Herzfrequenzen größer als die berechneten Herzfrequenzen sind, existiert bei den Methoden „200-LA“ und „Gruppe 1“ eine Rechtsverschiebung.

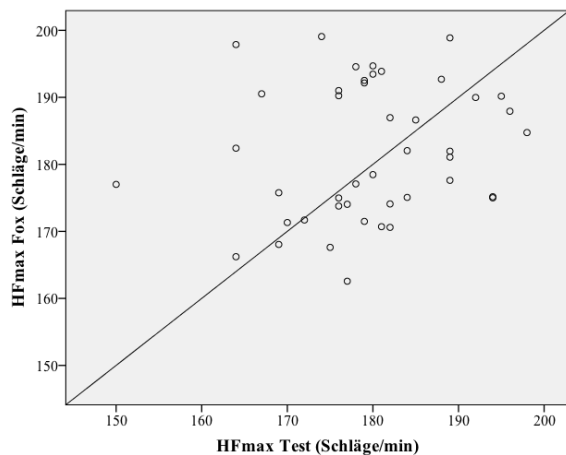


Abb. 18: grafische Übereinstimmungsanalyse
HFmax Fox; HFmax Test; Gr. 2

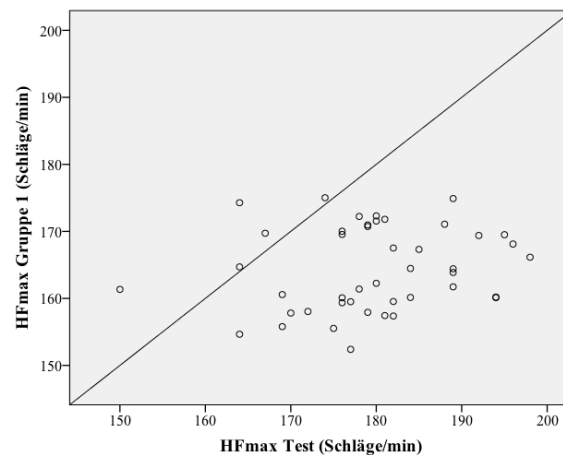


Abb. 19: grafische Übereinstimmungsanalyse
HFmax Gruppe 1; HFmax Test; Gr. 2

Die Übereinstimmungsbereiche entsprechend der Regressionsanalyse bei Anwendung des Bland-Altman-Plots und die MQF sind in Tab. 14 aufgelistet. Unter Anwendung der Regressionsgeraden im *BA-Plot* liegt die beste Übereinstimmung bei der Berechnungsmethode nach Tanaka und der Formel aus Gruppe 1 vor. 95 % der zukünftigen Differenzwerte sind ≤ 21 (Tanaka) oder ≤ 19 (Gruppe 1) Schläge/min. Im Vergleich hierzu sind die „limits of agreement“ von Fox und 200-LA etwas größer. Keine der vier Berechnungsmethoden erreicht somit eine zufriedenstellende Übereinstimmung mit einer Differenz von ≤ 10 Schlägen/min.

Beim Einsatz des *MQF* zeigen die Berechnungen nach Fox und Tanaka eine höhere Gleichwertigkeit zur HFmax Test als die Formeln 200-LA und $188 - 0,62 \cdot LA$. Die beste Übereinstimmung zwischen der HFmax aus dem Belastungstest und den berechneten HFmax-Werten besteht bei Nutzung der Tanaka-Formel. Der Betrag der durchschnittlichen Differenz lautet hier 11 Schläge/min.

Tab. 14: Übereinstimmungsbereiche und MQF der HFmax-Bestimmungsmethoden zu HFmax Test in Gr. 2

	HFmax Fox	HFmax 200-LA	HFmax Tanaka	HFmax Gr. 1
Übereinstimmungsbereich (Schläge/min)	25	25	21	19
MQF ((Schläge/min) ²)	163	471	121	343

5.3 Vergleich Trainingsbereich GA 1 nach Laktatleistungsdiagnostik und nach Karvonen-Formel

Bezugnehmend auf Fragestellung 3 und Fragestellung 4 werden in den folgenden Kapiteln der Vergleich des Trainingsbereiches GA 1 nach einer Laktatleistungsdiagnostik mit dem GA 1-Bereich entsprechend der Karvonen-Formel sowie der Einfluss der MRHF dargestellt.

5.3.1 Vergleich Trainingsbereich GA 1 nach Laktatleistungsdiagnostik und nach Karvonen-Formel in Gruppe 1

Hinsichtlich der *grafischen Übereinstimmungsanalyse* sind in Abb. 20-23 die Methoden „Fox“ und „Test“ exemplarisch aufgezeigt. In Abb. 20 und 21 ist zu erkennen, dass die Grenzwerte des Trainingsbereiches GA 1 nach der Laktatleistungsdiagnostik eine viel größere Spannweite haben als die Herzfrequenzen am UGW/OGW bei der Karvonen-Formel mit Nutzung von 200-LA. Es liegt eine Linksverschiebung vor und somit existiert die Tendenz zu einer Überschätzung der UGW und OGW durch die Karvonen-Formel. Eine ähnliche Morphologie der Messpunktverteilung besteht bei Anwendung der „200-LA“- und der Tanaka-Formel (siehe Anhang Abb. A3-A6). Bei der Bestimmung des OGW durch die Karvonen-Formel mit der Verwendung von 200-LA besteht jedoch keine eindeutige Rechts- oder Linksverschiebung.

Während die Messpunkte bei den eben genannten Methoden aufgrund der geringen Spannweite der y-Achse eher horizontal angeordnet sind, liegen die Daten in Abb. 22 und 23 (Anwendung der Karvonen-Formel mit der im Test ermittelten HFmax) annähernd kreisförmig und gleichverteilt um die winkelhalbierende Gerade. Trotz dieser scheinbar harmonischeren Verteilung liegt einen Großteil der Punkte weit entfernt von der Winkelhalbierenden.

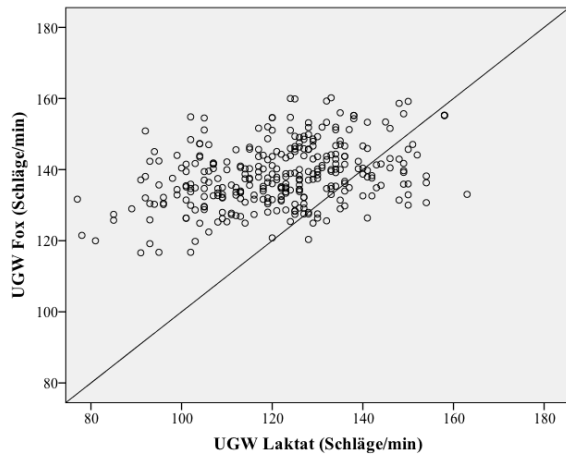


Abb. 20: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Fox; UGW Laktat; Gr. 1

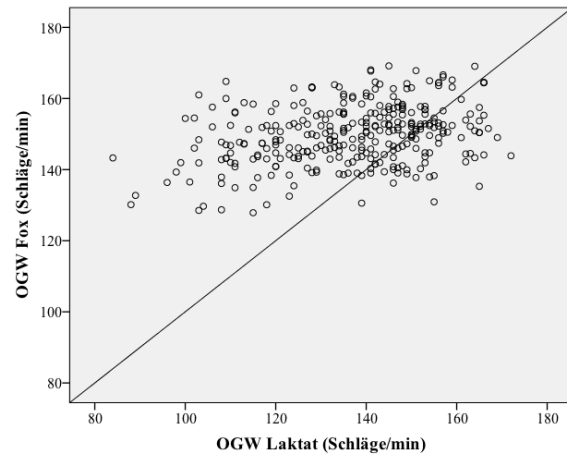


Abb. 21: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Fox; OGW Laktat; Gr. 1

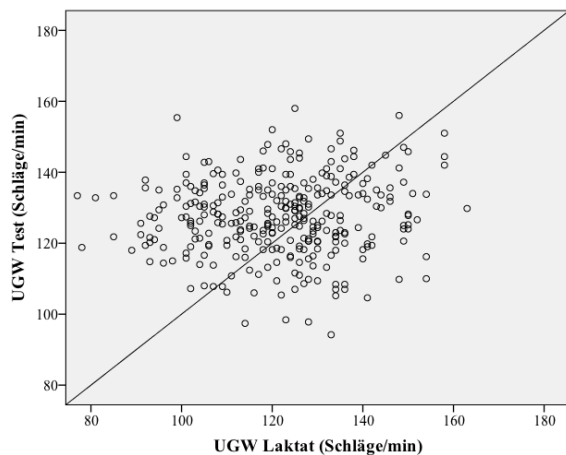


Abb. 22: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Test; UGW Laktat; Gr. 1

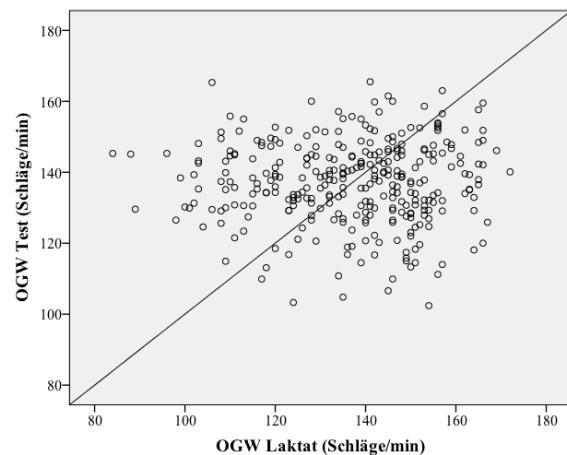


Abb. 23: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Test; OGW Laktat; Gr. 1

Bezüglich der grafischen Übereinstimmungsanalyse von der Spannweite (Differenz zwischen OGW und UGW) zeigt sich bei den verschiedenen Methoden ein ähnliches Bild. Exemplarisch ist in Abb. 24 der Vergleich der SW nach Laktatbestimmung mit den SW nach Karvonen-Formel bei Verwendung der Fox-Formel dargestellt. Es ist eindeutig zu sehen, dass die „SW Laktat“ eine viel höhere Streubreite aufweist als die „SW Fox“. Nur ein geringer Anteil der Punkte im Koordinatensystem befindet sich auf oder in unmittelbarer Nähe der Winkelhalbierenden. Die Mehrheit der Punkte liegt rechts von der Vergleichsgeraden, somit besteht häufig eine Unterschätzung der SW durch die Berechnung. Die weiteren Ergebnisse der grafischen Analyse hinsichtlich der SW sind im Anhang abgebildet (Abb. A7-A9).

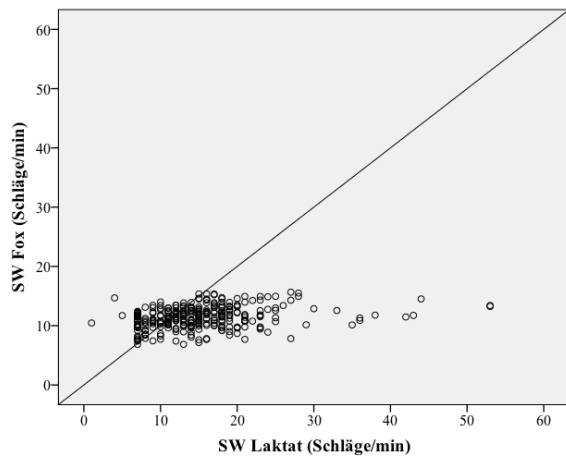


Abb. 24: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Fox; SW Laktat; Gr. 1

Am Beispiel der Karvonen-Formel unter Nutzung der Formel $HF_{max} = 220 - LA$ (Fox et al.) ist in Abb. 25 und 26 die statistische Auswertung mittels *Bland-Altman-Plot* zu erkennen. Die relevanten Aussagen aller Bestimmungsmethoden bezüglich der Weite des Übereinstimmungsbereiches befinden sich zusammen mit den *MQF* in Tab. 15.

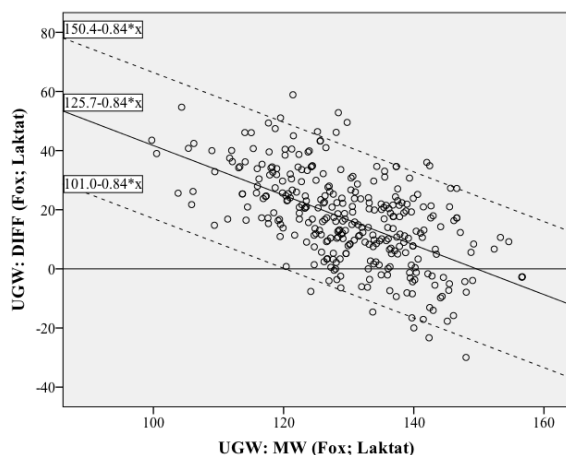


Abb. 25: BA-Plot UGW Fox; UGW Laktat; Gr. 1

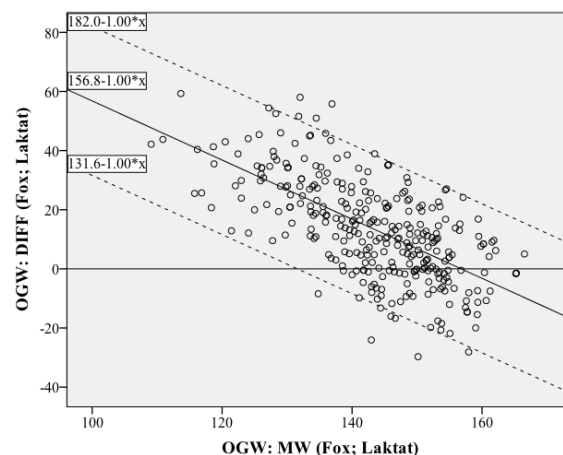


Abb. 26: BA-Plot OGW Fox; OGW Laktat; Gr. 1

Da es bei den Darstellungen mit Anstieg der Mittelwerte zu einem Abfall der Differenzwerte kommt, kam die Regressionsgerade zur Anwendung. Des Weiteren ist zu erkennen, dass die HF am UGW/OGW bei Anwendung der Karvonen-Formel mit den Berechnungen nach Fox zumeist größer als die HF aus der Laktatbestimmung sind (Messpunkte im positiven Differenzbereich). Betreffend der „limits of agreement“ haben 95 % der Messpunkte eine Differenz von ≤ 25 Schläge/min, sowohl beim UGW als auch beim OGW. Die Übereinstimmungsbereiche von „200-LA“ und „Tanaka“ ähneln diesen Werten sehr (siehe Tab. 15). Diesbezüglich liefert die Karvonen-Formel mit Verwendung der im Test ermittelten

HFmax das schlechteste Ergebnis. Insgesamt erreicht keine Bestimmungsmethode beim UGW/OGW eine tolerable Übereinstimmung mit dem „Goldstandard Laktat“.

Wendet man die Formeln nach Fox et al., Tanaka et al. oder $HF_{max} = 200 - LA$ an, so haben 95 % der SW-Berechnungen eine Differenz zu den Vergleichswerten von 6 Schlägen/min und liegen somit knapp über der Grenze zu einem guten Ergebnis. Bei Anwendung der HFmax aus dem Test lautet der Unterschied zu $95 \% \leq 8$ Schläge/min, somit hat sie im Verhältnis zu den anderen Verfahren die schwächste Übereinstimmung.

Die Berechnung des *MQF* ergibt für alle Bestimmungsmethoden hohe Zahlen. Dies spricht für eine geringe Übereinstimmung der berechneten Methoden mit den Ergebnissen aus der Laktatleistungsdiagnostik. Hinsichtlich des Vergleichs des oberen und unteren Grenzwertes ist die Karvonen-Berechnung unter Mitbenutzung der HFmax-Formel $200-LA$ am besten. Hierbei beträgt die durchschnittliche Differenz 17 Schläge/min. Bezüglich der Übereinstimmung der SW erzielen die Verwendungen der Fox- und Tanaka-Formeln ein besseres Ergebnis als die Formeln $200-LA$ und $188-0,62*LA$.

Tab. 15: Übereinstimmungsbereiche und MQF der GA 1-Bestimmungsmethoden zu Laktatbestimmung in Gr. 1

	Fox	200-LA	Tanaka	Test
<i>Übereinstimmungsbereich UGW; OGW (Schläge/min)</i>	25; 25	25; 25	23; 22	34; 38
<i>Übereinstimmungsbereich SW (Schläge/min)</i>	6	6	6	8
<i>MQF UGW; OGW ((Schläge/min)²)</i>	520; 455	259; 284	498; 435	384; 437
<i>MQF SW ((Schläge/min)²)</i>	61	85	62	81

5.3.2 Vergleich Trainingsbereich GA 1 nach Laktatleistungsdiagnostik und nach Karvonen-Formel in Gruppe 2

Die grafischen *Übereinstimmungsanalysen* der Gruppe 2 zeigen auf, dass nach der Laktat-Methode eine deutlich größere Streubreite des UGW und OGW im Verhältnis zu den anderen Bestimmungsmethoden besteht. Beispielhaft sind in den Abb. 27 und 28 die Ergebnisse für die Anwendung der Formel $220-LA$ dargestellt. Die weiteren grafischen Abbildungen haben die gleiche Charakteristik und sind dem Anhang zu entnehmen (siehe Abb. A10-A17). In allen Darstellungen ist zu sehen, dass nur wenige Punkte sich entlang der Winkelhalbierenden

befinden und die meisten Punkte links von dieser Vergleichsgeraden liegen. Somit existiert meist eine Überschätzung der HF an dem UGW und OGW für den Trainingsbereich GA 1.

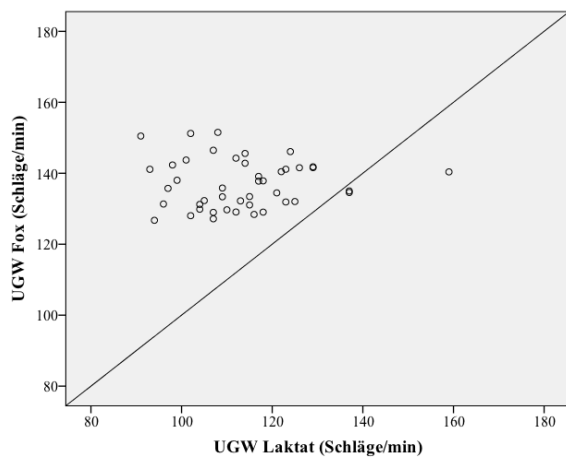


Abb. 27: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Fox; UGW Laktat; Gr. 2

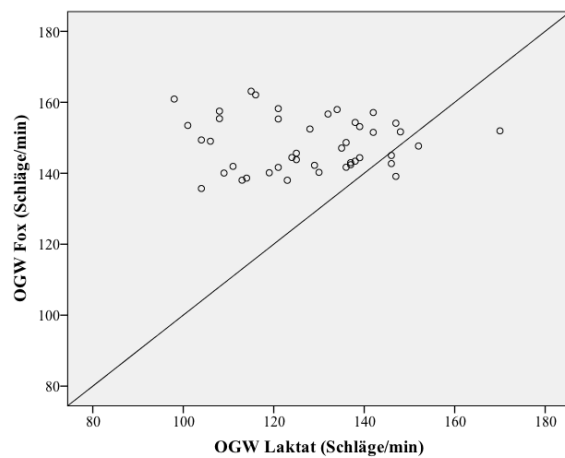


Abb. 28: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Fox; OGW Laktat; Gr. 2

Durch die Verwendung der MRHF (anstatt der Ruhe-HF direkt vor dem Test) in der Karvonen-Formel ergibt sich bei allen Bestimmungsmethoden keine eindeutige grafische Veränderung bzw. keine Verbesserung/Verschlechterung der Übereinstimmung mit den laktatermittelten Werten. Die Grafiken unter Verwendung der MRHF sind im Anhang ersichtlich (siehe Abb. A18-A27).

Die grafische Übereinstimmungsanalyse der SW wird an dem Beispiel 220-LA betrachtet (siehe Abb. 29). Es zeigt sich eine deutlich größere Streubreite bei „Laktat“ im Vergleich zu „Fox“. Die Messpunkte liegen rechts und links von der Winkelhalbierenden, tendenziell liegt aber eine Unterschätzung der SW infolge der Berechnung vor. Die Anwendung der MRHF in der Karvonen-Formel hat keinen Einfluss auf das Ergebnis der grafischen Übereinstimmungsanalyse (siehe Abb. 30).

Im Anhang befinden sich die weiteren Grafiken bezüglich der SW-Untersuchung für diese Gruppe (Abb. A28-A35). Diese sind durch sehr ähnliche Eigenschaften gekennzeichnet.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass bei der grafischen Übereinstimmungsanalyse in Gruppe 2 ebenfalls keine gute Übereinstimmung zwischen den laktatermittelten Werten und den Ergebnissen aus der Karvonen-Formel vorliegt.

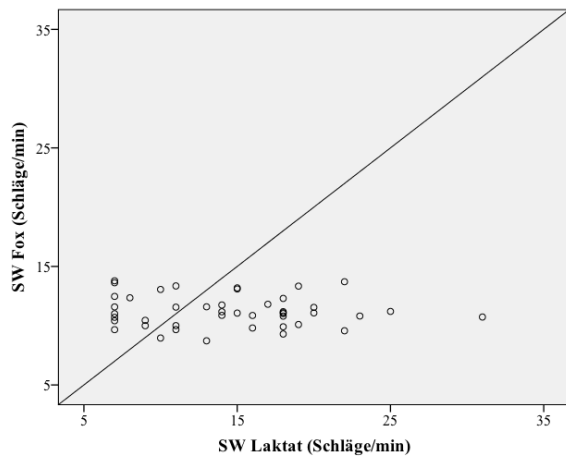


Abb. 29: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Fox; SW Laktat; Gr. 2

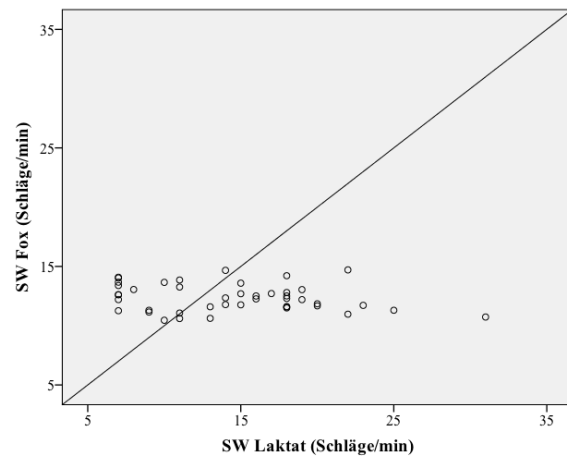


Abb. 30: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Fox; SW Laktat; Gr. 2; MRHF

Die *Bland-Altman-Plots* in Gruppe 2 zeigen ebenfalls die Charakteristik auf, dass mit größer werdendem Mittelwert die Differenzen linear abnehmen. Somit wird sich auch hier der Regressionsanalyse mit entsprechenden Geraden und Übereinstimmungsbereichen bedient. Tab. 16 sind die bedeutsamen Aussagen aller Bestimmungsmethoden bezüglich der Weite des Übereinstimmungsbereiches und die *MQF* zu entnehmen.

Unter Verwendung der Ruhe-HF direkt vor Testbeginn erreicht keine Bestimmungsmethode hinsichtlich der „limits of agreement“ eine gute Übereinstimmung. Die beste Übereinstimmung erzielt hierbei noch das Verfahren „Gruppe 1“: Setzt man die Formel $188 - 0,62 \cdot LA$ zur HFmax-Berechnung ein, so haben 95 % der Messungen vom UGW und OGW eine Differenz zur Regressionsgeraden von 19 Schlägen/min. Die weitesten „limits of agreement“ und somit die geringste Übereinstimmung mit den laktatbestimmten Werten weisen die Verfahren „Fox“ und „200-LA“ auf.

Beim Einsatz der MRHF in der Karvonen-Formel konnte bei allen Bestimmungsmethoden eine Verbesserung der Übereinstimmung (durch schmalere „limits of agreement“) erlangt werden. Eine Korrektur der Übereinstimmung bis in den tolerablen Bereich liegt aber nicht vor.

In Gruppe 2 erzielten alle Bestimmungsmethoden hinsichtlich der Bland-Altman-Plots, bei denen die SW untersucht wurden, eine gute Übereinstimmung. Der Übereinstimmungsbereich beträgt 4 (Tanaka, Gruppe 1) bzw. 5 (Fox, 200-LA, Test) Schläge/min. Durch das Einsetzen der MRHF in die Karvonen-Formel wurde bei Fox, 200-LA, Tanaka und Test das gleiche positive Ergebnis erreicht. Bei Anwendung der MRHF und der HFmax-Formel aus Gruppe 1 war der Bereich der „limits of agreement“ noch schmalere und die Übereinstimmung somit noch größer.

Betreffend der MQF sind die Übereinstimmungen zwischen der Karvonen-Formel (mit den verschiedenen HFmax-Formeln) und dem „Goldstandard Laktatleistungsdiagnostik“ sowohl bei dem UGW als auch bei dem OGW infolge der sehr hohen Zahlen gering. Die niedrigsten Werte der mittleren quadratischen Abweichung (und entsprechend der durchschnittlichen Differenz) erreichen die Formeln $188 - 0,62 \cdot LA$ aus Gruppe 1 und 200-LA. Die mittlere Differenz beträgt jeweils 19 Schläge/min.

Unter Anwendung der MRHF wurde vergleichend zu der Nutzung der Ruhe-HF unmittelbar vor dem Test eine höhere Übereinstimmung für alle UGW und OGW erreicht. Mit einer mittleren Differenz von 16 bzw. 17 Schlägen/min haben „200-LA“ und „Gruppe 1“ erneut die geringste Abweichung aller Methoden.

Hinsichtlich der SW zeigten die untersuchten Methoden bei dem MQF ein sehr ähnliches Ergebnis: Die MQF betragen bei allen Formeln zwischen 45 und 62 (Schläge/min)². Die besten Übereinstimmungen weisen hierbei die Anwendungen von „Fox“, „Tanaka“ und „Test“ auf. Benutzt man anstatt der Ruhe-HF vor dem Belastungstest die MRHF, so sind alle MQF der SW geringer und es wird dadurch eine bessere Übereinstimmung zu den Werten aus der Laktatleistungsdiagnostik erreicht.

Tab. 16: Übereinstimmungsbereiche und MQF der GA 1-Bestimmungsmethoden zu Laktatbestimmung in Gr. 2 unter Verwendung der Ruhe-HF vor dem Test und der MRHF

	Fox (MRHF)	200-LA (MRHF)	Tanaka (MRHF)	Gruppe 1 (MRHF)	Test (MRHF)
<i>Übereinstimmungsbereich UGW; OGW (Schläge/min)</i>	24; 27 (22; 26)	24; 27 (22; 26)	20; 21 (19; 18)	19; 19 (16; 18)	21; 25 (18; 22)
<i>Übereinstimmungsbereich SW (Schläge/min)</i>	5 (5)	5 (5)	4 (4)	4 (3)	5 (5)
<i>MQF UGW; OGW ((Schläge/min)²)</i>	782; 740 (575; 600)	354; 359 (255; 312)	750; 698 (546; 559)	373; 353 (260; 295)	678; 618 (472; 478)
<i>MQF SW ((Schläge/min)²)</i>	45 (41)	62 (53)	45 (40)	58 (50)	45 (40)

6 Diskussion

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse dieser Studie unter Einbeziehung der eingangs genannten Ziele und Fragestellungen sowie unter Betrachtung der aktuellen Forschungslage diskutiert. Des Weiteren sollen die Methodik der Untersuchung kritisch bewertet und die Grenzen dieser Arbeit aufgezeigt werden.

In Anlehnung an die bekannteste Formel zur HFmax-Bestimmung von Fox et al. (Fox et al. 1971) wurde für eine radspezifische Belastung die Formel $HF_{max} = 200 - LA$ aufgestellt (Such und Meyer 2010). Diese niedrigere maximale Herzfrequenz ist durch die frühzeitigere periphere muskuläre Ermüdung gegenüber der kardiopulmonalen Ausbelastung bei einer Fahrradbelastung begründet (Such und Meyer 2010, Camarda et al. 2008). $200-LA$ ist wie die Fox-Formel leicht handhabbar. Da die Berechnung nach Fox et al. infolge ihrer altersabhängigen Über- oder Unterschätzung (Gellish et al. 2007, Tanaka et al. 2001), ihrer relativ großen Standardabweichung (American College of Sports Medicine et al. 2018, Gellish et al. 2007) bzw. ihrer geringeren Gültigkeit im Vergleich zu anderen Formeln (Esco et al. 2015, Roy und McCrory 2015, Nikolaidis 2014, Nes et al. 2013, Machado und Denadai 2011, Cleary et al. 2011, Mahon et al. 2010) in vielen Studien kritisch bewertet wurde, ist auch die Berechnung $HF_{max} = 200 - LA$ zu hinterfragen.

Hinsichtlich der grafischen Übereinstimmungsanalyse und des MQF erreicht $200-LA$ im Methodenvergleich mit den anderen Berechnungen das beste Ergebnis in Gruppe 1. Weil aber laut der deskriptiven Statistik bei der Benutzung von $200-LA$ in Gruppe 1 und Gruppe 2 keine gute Übereinstimmung zu der im Fahrradbelastungstest erreichten HFmax besteht, ist die Anwendung dieser Berechnung mit Vorsicht zu betrachten und eher nicht zu empfehlen.

Die Formeln $220-LA$ (Fox et al. 1971) und $208-0,7*LA$ (Tanaka et al. 2001) berechnen in den meisten Fällen aus Gruppe 1 eine zu hohe HFmax (Überschätzung) und weisen keine zufriedenstellende Übereinstimmung auf. Somit erscheinen sie für die Bestimmung der radspezifischen HFmax bei männlichen 20- bis 60-Jährigen ungeeignet.

Das Phänomen der Überschätzung bei Anwendung der Fox- und Tanaka-Formel konnte sich bei den Untersuchungen in Gruppe 2 nicht bestätigen. Auch wenn diese Berechnungen keine guten Übereinstimmungen zu den HFmax Test-Werten erzielten, so waren diese Ergebnisse im Vergleich dennoch die besten. Hingegen wiesen die Bestimmungen nach „ $200-LA$ “ und „Gruppe 1“ eine Unterschätzung der HFmax auf. Aufgrund der zu Gruppe 1 (mit der deutlich größeren Probandenanzahl) kontrovers imponierenden Ergebnisse, erscheinen diese Resultate fraglich.

In der Literatur ist die Abhängigkeit der maximalen Herzfrequenz vom Lebensalter durch Studien mit entsprechenden Formeln belegt: Mit zunehmenden Alter kommt es zu einer Reduktion der HFmax (Arena et al. 2016, Shargal et al. 2015, Nikolaidis 2014, Sydo et al. 2014, Nes et al. 2013, Christou und Seals 2008, Whyte et al. 2008, Gellish et al. 2007, Silva et al. 2007, Tanaka et al. 2001, Fox et al. 1971). Die aus Gruppe 1 bestimmte Formel zur HFmax-Berechnung ($188 - 0,62 \cdot LA$) weist diese Charakteristik ebenfalls auf. Erwähnenswert ist, dass die Formel im Wesentlichen einer an die Radbelastung angepassten Tanaka-Formel entspricht. Wie bei der Herleitung von „200-LA“ aus der Fox-Formel ist der Graph von „ $188 - 0,62 \cdot LA$ “ im Vergleich zu der Geraden von Tanaka et al. um 20 Schläge/min nach unten verschoben (siehe Abb. 31). Der negative Anstieg der Geraden (entsprechend der Höhe der Altersabhängigkeit) ähnelt dem Faktor aus der Tanaka-Formel sehr. Aufgrund der sehr hohen Zuverlässigkeit der HFmax-Formel von Tanaka et al. (Metaanalyse mit 351 Studien und 18.712 Probanden), welche in vielen Studien bestätigt wurde (Roy und McCrory 2015, Nes et al. 2013, Franckowiak et al. 2011, Machado und Denadai 2011, Mahon et al. 2010, Camarda et al. 2008), lässt sich auf eine vielversprechende Gültigkeit und klinische Relevanz von „ $188 - 0,62 \cdot LA$ “ für eine radspezifische Belastung schließen.

Kritisch zu bewerten ist jedoch das relativ geringe Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,147$, welches sich bei der linearen Regressionsanalyse ergibt. Von dieser Maßzahl aus betrachtet erscheint die Formel $HF_{max} = 188 - 0,62 \cdot LA$ weniger geeignet, um die individuelle HFmax genau vorherzusagen.

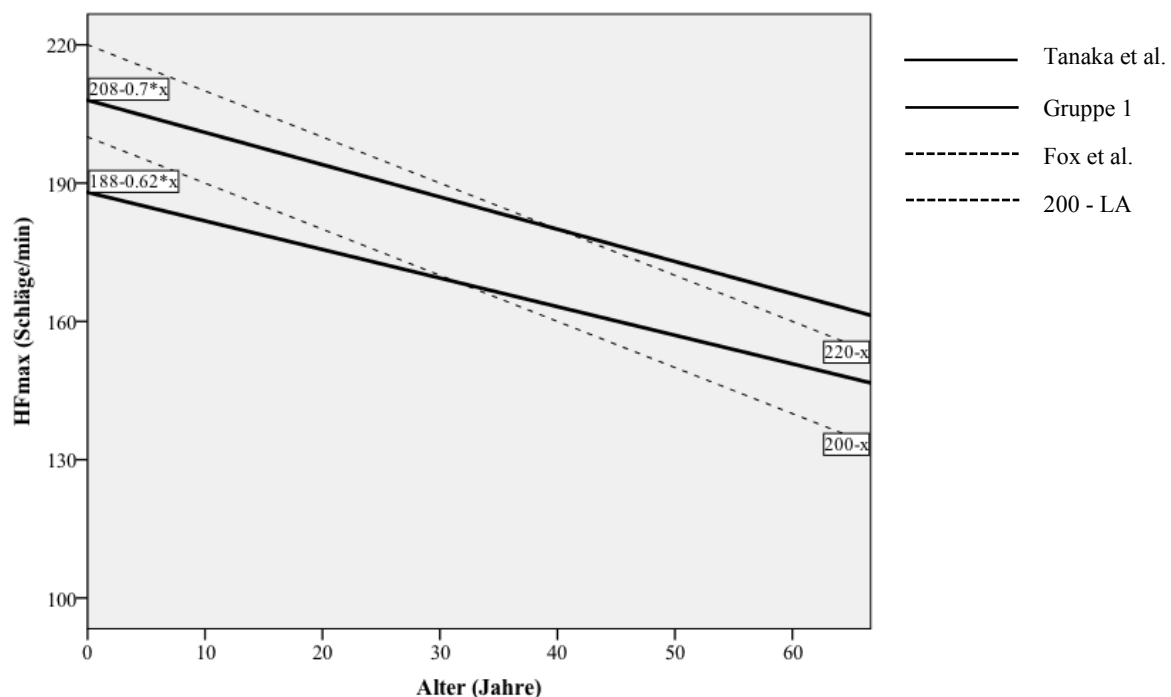


Abb. 31: grafische Darstellung von auserwählten HFmax-Formeln

In Gruppe 2 konnte die neu aufgestellte radspezifische Formel nicht bestätigt werden. Sie lieferte keine gute Übereinstimmung zu den im Belastungstest gemessenen HFmax-Werten. Tendenziell führt die Anwendung von $188 - 0,62 \cdot LA$, genau wie bei der Berechnung $HFmax = 200 - LA$, zu niedrigeren Werten als die HFmax aus dem Test.

Es lässt sich festhalten, dass in Gruppe 2 die radspezifischen Formeln ($200 - LA$; $188 - 0,62 \cdot LA$) zu einem schlechteren Ergebnis kommen als die Berechnungen nach Fox et al. und Tanaka et al. Des Weiteren zeigt die bestimmte Regressionsgerade mit der Formel $HFmax (Gruppe 2) = 187 - 0,12 \cdot LA$ nur eine relativ geringe Abhängigkeit vom Alter der Person an: Mit zunehmenden Lebensalter reduziert sich die HFmax nur in sehr geringem Maße. Dieses Resultat entspricht nicht den bereits beschriebenen Forschungsergebnissen aus der Vergangenheit. Aufgrund dieser Charakteristiken sind die Ergebnisse aus Gruppe 2 bezüglich der HFmax kritisch zu werten. Mögliche Ursachen hinsichtlich einer methodischen Diskussion sind zum einen die relativ kleine Anzahl der Probanden aus Gruppe 2, welche in die Auswertung miteinbezogen wurden ($n = 44$). Zum anderen wurden bei elf männlichen Teilnehmern die empfohlene Gesamtbelastungsdauer von 7 - 26 Minuten (Midgley et al. 2008) knapp überschritten und so trotz erfüllter Ausbelastungskriterien eventuell nicht die eigentliche HFmax erreicht (infolge der frühzeitigeren muskulären Ermüdung). Gegebenenfalls wäre bei Anwendung eines anderen Belastungsprotokolls eine höhere HFmax gemessen worden.

In der Auswertung zeigt sich, dass die im Ausbelastungstest erreichten HFmax-Werte eine größere Streubreite im Vergleich zu den berechneten maximalen Herzfrequenzen aufweisen. Die Ergebnisse der Formeln liegen in einem bestimmten, engen Intervall. Somit wird durch die Nutzung der untersuchten HFmax-Formeln die Individualität einer einzelnen Person mit ihrer entsprechenden HFmax nicht hinreichend berücksichtigt.

Laut den bedeutsamen Studienergebnissen von Gellish et al. und Tanaka et al. wird die HFmax durch die Anwendung von $220 - LA$ bis zum 40. Lebensjahr als zu hoch berechnet (Gellish et al. 2007, Tanaka et al. 2001). Hingegen liegt beim Menschen > 40 Jahre eine Unterschätzung vor. Die Eigenschaft der Überschätzung bis 40 Jahre zeigte sich auch bei der Querschnittsstudie von Franckowiak und Kollegen (Franckowiak et al. 2011). Diese eindeutige altersabhängige Grenze zwischen Über- und Unterschätzung der HFmax durch die Fox-Formel konnte im Rahmen dieser Untersuchung sowohl in Gruppe 1 als auch in Gruppe 2 nicht aufgezeigt werden.

Durch die Anwendung des Bland-Altman-Plots konnte in beiden Gruppen jedoch eine weitere

lineare Abhängigkeit dargestellt werden: Mit größer werdendem Mittelwert von der errechneten und reellen HFmax reduziert sich die Differenz von beiden. Bei niedrigen Mittelwerten liegt in den untersuchten Gruppen jeweils eine Überschätzung der HFmax vor. Dahingegen existiert bei hohen Mittelwerten eine HFmax-Unterschätzung. Bezüglich der Differenz zwischen den berechneten und im Test erreichten HFmax-Werten besteht also neben der Altersabhängigkeit auch ein linearer Bezug zu der Größe der Messwerte. Dieser Zusammenhang wurde bereits bei den Veröffentlichungen von Nikolaidis et al. und Franckowiak et al. erkannt (Nikolaidis 2014, Franckowiak et al. 2011).

Bezugnehmend auf die zu Beginn aufgestellten Fragestellungen wurde aus den Daten von Gruppe 1 eine radspezifische Formel zur HFmax-Bestimmung aufgestellt. Bei den Untersuchungen in Gruppe 2 zeigt diese Berechnung jedoch keine hohe Übereinstimmungsvalidität und somit ist die Annahme in Fragestellung 1 nicht zutreffend. Nichtsdestotrotz wirkt diese Formel mit ihrer bereits beschriebenen Charakteristik sehr vielversprechend.

Durch die statistischen Auswertungen mit ihren unterschiedlichen Ergebnissen für die einzelnen HFmax-Formeln und der geringen Übereinstimmung zu den im Test erreichten HFmax-Werten ist die Aussage in Fragestellung 2 ebenfalls abzulehnen.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass Berechnungen der HFmax und die daraus bestimmten Prozentwerte für die Trainingsgestaltung (HFmax%) kritisch betrachtet werden sollten.

Während die Vorteile der Nutzung der Herzfrequenzreserve und ihrer Prozentwerte bekannt sind und die Anwendung dieser Parameter für die Trainingsgestaltung/-steuerung empfohlen wird (American College of Sports Medicine et al. 2018, da Cunha et al. 2011, Lounana et al. 2007, Mezzani et al. 2007, Dalleck und Kravitz 2006), existiert hinsichtlich einem Vergleich von Trainingsbereichen über die Karvonen-Formel und durch eine Laktatleistungsdiagnostik keine entsprechende Literatur im angegebenen Recherchezeitraum.

Die berechneten Herzfrequenzen für den UGW, den OGW und die SW weisen sowohl bei den Messungen in der historischen Stichprobe als auch bei den selbst durchgeführten Belastungsergometrien eine geringere Streubreite als die durch die Laktatkinematik bestimmten Werte auf. Daher kann, wie bei der maximalen Herzfrequenz, die Spanne der individuellen Herzfrequenzen durch eine Formel (Karvonen-Formel) nicht widergespiegelt werden.

Bei der durchgeführten deskriptiven Auswertung zeigt sich, dass in Gruppe 1 für alle Untersuchungsparameter des GA 1-Bereiches (UGW, OGW, SW) durch die Anwendung der

Karvonen-Formel keine tolerable Übereinstimmung zu den Trainingsbereichsempfehlungen gemäß dem „Goldstandard Laktatleistungsdiagnostik“ erreicht wird. Dabei spielt es keine Rolle, ob für die maximale HF eine berechnete oder die im Test bestimmte HFmax eingesetzt wird. Bezüglich des unteren und oberen Grenzwertes des Trainingsbereiches GA 1 liefert die Karvonen-Formel mit Nutzung der HFmax-Formeln von Fox et al. und Tanaka et al. tendenziell eine Überschätzung der Herzfrequenzen. Eine relativ gleichmäßige Verteilung von Über- und Unterschätzung der HF ergibt sich bei Anwendung von $HF_{max} = 200 - LA$ und der im Ausbelastungstest gemessenen HFmax.

Durch die Anwendung der Karvonen-Formel ist es somit unwahrscheinlich, dass die Trainingsintensität als Belastungsmerkmal optimal definiert wird. Die geringe Übereinstimmung mit einer möglichen Über- oder Unterschätzung des Trainingsbereiches GA 1 birgt die Gefahr einer Über- oder Unterbelastung. Entsprechend des Reizschwelligengesetzes finden bei einer Unterbelastung keine physiologischen oder anatomischen Anpassungsreaktionen statt (Roux 1895). Der unterschwellige Reiz bleibt wirkungslos und eine Leistungsverbesserung kann nicht erreicht werden. Des Weiteren kommt es durch eine regelmäßige Unterbelastung nicht zu den in der Einleitung beschriebenen positiven Effekten (u. a. Ökonomisierung der Herzarbeit, Reduktion von Krankheitsrisikofaktoren, Verbesserung von kognitiven Funktionen, Reduktion des Sturzrisikos). Eine Überbelastung kann negative Folgen verursachen: Durch eine zu starke Reizsetzung können die Funktionssysteme geschädigt werden und das allgemeine Leistungsniveau sinkt. Ein ungeplanter und primär unerklärlicher Leistungseinbruch, bei dem organische Erkrankungen oder ein altersbedingter Abbau als Ursache ausgeschlossen wurden, wird als Überbelastung (Overreaching) bzw. Überlastungszustand bezeichnet (Urhausen und Kindermann 2002b, Vogel 2001). Bei einer multifaktoriellen Genese spielt ein länger andauerndes Ungleichgewicht zwischen Belastungs- und Erholungsfaktoren (v.a. durch wiederholte Durchführung zu hoher Trainingsintensitäten) des Sportlers die größte Rolle. Ein unbehandeltes und persistierendes Overreaching über zwei bis drei Wochen ist als Übertrainings-Syndrom definiert (Vogel 2001). Es ist durch einen Symptomkomplex (u. a. Verschlechterung der Leistungsfähigkeit, Verlängerung der Regenerationszeit, Gefühl einer schweren Arbeitsmuskulatur, Müdigkeit, schlafbezogene Störungen, depressive Verstimmung, erhöhte Infektanfälligkeit) gekennzeichnet (Urhausen und Kindermann 2002b, Vogel 2001). In einem Belastungstest zeigen sich dabei eine geminderte anaerobe Kapazität, eine verkürzte Ausbelastungszeit sowie eine etwas reduzierte HFmax (Urhausen und Kindermann 2002a). Aufgrund der schwierigen Diagnostik, der langwierigen und

unspezifischen Therapie sowie der möglichen Folgen des Übertrainings-Syndroms erhält die Prävention einer Überbelastung einen großen Stellenwert (Vogel 2001). Infolge dieser Aspekte sollte eine Überschätzung der Trainingsherzfrequenzen unbedingt vermieden werden. Daher ist nach den Ergebnissen dieser Studie die Anwendung der Karvonen-Formel (insbesondere mit Nutzung der Fox- und Tanaka-Formel) für männliche Personen im Alter von 20 bis 60 Jahren für eine Radbelastung nicht zu empfehlen.

Bei den Untersuchungen in Gruppe 1 liegt meist eine Unterschätzung der SW durch die Berechnungen im Vergleich zu den SW aus der Laktatleistungsdiagnostik vor. Demnach wird durch die Karvonen-Formel ein zu enger Trainingsbereich für den GA 1-Bereich angegeben. Somit ist auch unter diesem Gesichtspunkt eine Anwendung der Karvonen-Formel nicht anzuraten.

In Gruppe 2 können einige dieser aufgeführten Erkenntnisse bestätigt werden: Zum einen zeigt sich ebenfalls, dass die durch die Laktatleistungsdiagnostik bestimmten UGW, OGW und SW eine größere Streubreite, vergleichend mit den Ergebnissen nach der Karvonen-Formel, aufweisen und dadurch die Berechnungen nicht die Individualität einer Person repräsentieren können. Zum anderen ergibt die deskriptive Auswertung keine gute Übereinstimmung bezüglich der Berechnungen für UGW/OGW und den „Goldstandard Laktat“. Bei der grafischen Analyse ist eine Linksverschiebung und somit eine Überschätzung der Trainingsherzfrequenzen durch die Karvonen-Berechnung auffällig. Demnach würde auch in dieser Untersuchungsgruppe eine Überbelastung des Sportlers durch ein Training entsprechend der Karvonen-Formel resultieren und die Gefahr eines Übertraining-Syndroms bestehen. Wie in Gruppe 1 präsentiert sich bei dieser Probandengruppe keine Verbesserung der Ergebnisse bei Nutzung der im Ausbelastungstest ermittelten HFmax im Vergleich zu der Anwendung der berechneten HFmax in der Karvonen-Formel.

Als positiver Aspekt sind die Ergebnisse der SW zu erwähnen: Entsprechend der Bland-Altman-Plots liegt hier bei allen Bestimmungsmethoden eine akzeptable Übereinstimmung vor. Da aber eine alleinige richtige Berechnung der SW (bei schlechter Übereinstimmung der Herzfrequenzen am UGW/OGW) nicht ausreicht, um einen Trainingsbereich korrekt zu definieren, ist auch in Gruppe 2 die Anwendung der Karvonen-Formel nicht zielführend.

Es ist festzuhalten, dass die eingangs aufgestellte Fragestellung 3 für die hier untersuchten Gruppen zu verwerfen ist und die Benutzung der Karvonen-Formel für eine Radbelastung ungeeignet erscheint. Somit sollten die Ergebnisse aus der Berechnung mittels Karvonen-Formel kritisch betrachtet und die Empfehlung des Gebrauchs der Herzfrequenzreserve erneut

diskutiert werden.

Auch wenn sich bei der grafischen Analyse keine eindeutige Verbesserung durch die Nutzung der MRHF darstellt, so kann bei der Auswertung mittels BA-Plot und MQF eine höhere Übereinstimmung aufgezeigt werden. Wenngleich diese Optimierung nicht den festgelegten bzw. gewünschten Übereinstimmungsbereich erreicht, kann die Aussage in Fragestellung 4 durch die Ergebnisse dieser Studie bestätigt werden.

Obwohl in der Literatur empfohlen wird, die Ruhe-HF direkt vor dem Test nach mindestens fünfminütiger Ruhephase in Testposition zu messen (American College of Sports Medicine et al. 2018) bzw. die Bestimmung in sitzender Position nach einer Ruhephase von fünf bis fünfzehn Minuten durchzuführen (Sammito et al. 2014), erscheint es entsprechend der vorliegenden Ergebnisse sinnvoller die Ruheherzfrequenz am Morgen unmittelbar nach dem Erwachen zu messen.

Die Herzfrequenz wird unabhängig von der aktuellen Anforderung sowohl durch veränderbare als auch durch nicht veränderbare Faktoren beeinflusst (Sammito et al. 2014). Beispiele hierfür sind die Ernährung, das Körpergewicht, aktives und passives Rauchen, die Ausschüttung von Hormonen (z. B. Kortisol), der zirkadiane Rhythmus, die Aktivität des vegetativen Nervensystems (u. a. bei mentaler Anspannung/Stress) und exogene Faktoren wie Lärm, Temperatur und Licht (American College of Sports Medicine et al. 2018, Sammito et al. 2014, Hildebrandt et al. 1990). Aufgrund dieser multifaktoriellen Abhängigkeiten erreicht die Ruhe-HF im Tagesverlauf unterschiedliche Werte. Bei vergleichenden Untersuchungen sollte unbedingt die zirkadiane Rhythmik beachtet werden (Sammito et al. 2014).

Somit ist eine Messung der Ruhe-HF (und das Einsetzen dieser HF in die Karvonen-Formel) direkt vor einer Ergometrie/Belastung (zu verschiedenen Uhrzeiten) nicht sehr aussagekräftig und aus Sicht der vorliegenden Untersuchung nicht zu empfehlen. Insbesondere der psychische Faktor, im Sinne der Aufregung, spielt vor einem Leistungstest eine große Rolle. Er kann die Ruhe-HF sehr stark beeinflussen, es wird in der Regel ein zu hoher Wert ausgezählt (Sammito et al. 2014) und dadurch kommt es bei Anwendung der Karvonen-Formel zu einer Überschätzung der Trainingsbereichsherzfrequenzen.

Auch wenn die morgendliche Ruhe-HF direkt nach dem Erwachen von der zuletzt stattgehabten Schlafphase und der hormonellen Aktivität abhängig ist, so ist der Einfluss der verschiedenen Variablen geringer als bei Messungen im Tagesverlauf. Infolge dieser Gesichtspunkte ist die Anwendung der MRHF in der Karvonen-Formel einer Messung der Ruhe-HF direkt vor einem Belastungstest bzw. einem Training vorzuziehen. Weil eine

verbesserte Ausdauerleistungsfähigkeit durch eine Erhöhung der Parasympathikusaktivität und eine Optimierung der Herzleistung zu einer Abnahme der Ruhe-HF führt (Hollmann und Strüder 2009), kann die MRHF Anpassungsvorgänge des Körpers und den Trainingszustand des Sportlers widerspiegeln. Deshalb sollte diese Messgröße in der sportmedizinischen Betreuung und Trainingsgestaltung verstärkt berücksichtigt werden.

Da die alleinige Betrachtung der HF anscheinend nicht genügt, um ein Training optimal zu definieren und zu steuern, gibt es weitere Parameter, welche man in diesen Prozess einbeziehen kann. In der jüngsten Vergangenheit hat die Herzfrequenzvariabilität (heart rate variability, HRV) hierbei eine hohe Bedeutung im Bereich der Sportmedizin eingenommen. Die HRV beschreibt die physiologischen Schwankungen der Herzfrequenz und spiegelt wie die HF die Wirkung autonomer kardialer Efferenzen wider (Sammito et al. 2014). Durch diese Kenngröße wird das Zusammenspiel der Anteile des vegetativen Nervensystems, Sympathikus und Parasympathikus, dargestellt (Sammito et al. 2014, Karavirta et al. 2008). Während es beim sympathischen Anteil durch einen Noradrenalinanstoss zu einer Reduktion der HRV kommt, erhöht sich die HRV bei Aktivierung des Parasympathikus/Vagus infolge der Acetylcholinfreisetzung (Sammito et al. 2014). Bei trainierten Menschen ist das kardiopulmonale System an die Bewältigung von körperlichen Belastungen adaptiert, der vagale Ruhetonus ist höher im Vergleich zu untrainierten Personen. Folglich sind v.a. Ausdauersportler durch eine geringere Ruhe-HF und eine höhere HRV gekennzeichnet (Sammito et al. 2014, Hottenrott et al. 2006). Aufgrund der fehlenden allgemeingültigen Richtwerte für die Herzfrequenzvariabilität ist die Aussagefähigkeit einer Einzelmessung sehr gering (Sammito et al. 2014). Individuelle Längsschnittuntersuchungen mit standardisierten Verlaufsmessungen können gemeinsam mit Aspekten aus einer gezielten Befragung und einer klinischen Untersuchung den physischen und psychischen Zustand des Sportlers besser einschätzen und somit als Präventionsmaßnahme (u. a. bezüglich der Vermeidung eines Übertrainings-Syndroms) wertvoll sein (Sammito et al. 2014). Die HRV fungiert dabei als Kontroll- und Steuerparameter der Belastungsintensität.

Zu beachten ist, dass die HRV ebenfalls von multiplen Faktoren (z. B. Umgebungstemperatur, Geräuschpegel, mentale Anspannung, zirkadianer Rhythmus) beeinflusst werden kann. Dies erschwert den Vergleich von intraindividuellen Messungen. Nichtsdestotrotz wird die HRV durch ihre nichtinvasive Messbarkeit und Aussagefähigkeit hinsichtlich der neurovegetativen Aktivität und der autonomen Funktionen des Herzens auch in Zukunft eine große Rolle in der Sportmedizin und in weiteren Bereichen (u. a. Diagnostik von Erkrankungen) spielen.

Neben der Ruhe-HF, der HFmax und der HRV kann die Erholungs-HF als weitere kardiale Kenngröße für die Einschätzung der sportlichen Leistungs- bzw. Erholungsfähigkeit genutzt werden. Es besteht eine hohe Korrelation zwischen dieser HF und dem parasympathischen Nervensystem (Imai et al. 1994).

Insgesamt ist es unbestritten, dass die Herzfrequenz einen sehr guten Parameter für die Trainingssteuerung darstellt (Reis et al. 2011). Die HF ist einfach und präzise zu messen, sie kann sowohl Belastungsintensitäten sehr genau abbilden als auch individuelle Veränderungen der Ausdauerleistungsfähigkeit erfassen (Scharhag-Rosenberger und Meyer 2013, Reis et al. 2011). Um die individuelle Belastungsintensität zieladäquat zu definieren, sollten weitere Parameter wie Laktat und ventilatorische Kenngrößen betrachtet werden.

Die Durchführung und Interpretation der Laktatleistungsdiagnostik gilt neben der Spiroergometrie als Goldstandard zur Diagnostik der Ausdauerleistung und zur Festlegung von Trainingsbereichen. Dennoch werden die Laktatschwellenkonzepte kritisch diskutiert. Ursache hierfür ist zum einen der Aspekt, dass die Übergänge der Stoffwechselwege zur Energiebereitstellung fließend sind und somit keine eigentliche Schwelle existiert (Holfelder 2012, Kindermann 2004). Des Weiteren ist es durch die metabolische Komplexität (die Laktatproduktion, -freisetzung, -verteilung, -elimination findet gleichzeitig in verschiedenen Organen statt) schwierig, von dem kapillaren Laktatwert auf die gesamte Stoffwechsellage zu schließen (Maassen und Schneider 2011). Die Abhängigkeit von verschiedenen Einflussfaktoren, z. B. von der Belastungsdauer, dem Inkrement, der Vorbelastung, der Ernährung und dem Verhältnis der Muskelfasertypen, erschwert die Interpretation und den Vergleich von Laktatleistungskurven (Holfelder 2012, Maassen und Schneider 2011, Faude et al. 2009). Durch diese Gesichtspunkte ist der Vergleich der Trainingsbereiche nach Karvonen-Formel mit denen entsprechend der Laktatauswertung etwas kritisch zu betrachten: Eine fehlende Übereinstimmung der untersuchten Parameter muss nicht zwingend auf eine fehlerhafte Aussage der Karvonen-Formel hindeuten.

Trotz der Schwierigkeiten bei der Laktatauswertung bleibt die Laktatleistungsdiagnostik ein sehr wichtiges Instrument zur Feststellung der Ausdauerleistungsfähigkeit (Faude et al. 2009). Werden reproduzierbare Untersuchungsbedingungen gewährleistet, so können individuelle Veränderungen des physischen Zustandes durch die Beziehung von Laktat zur Leistung festgestellt werden (Maassen und Schneider 2011). Maassen und Schneider beschreiben jedoch, dass es schwierig ist, zwischen regenerations- und trainingsbedingten Veränderungen des Laktatmetabolismus zu unterscheiden. Zur besseren Aussagefähigkeit empfehlen sie die

Betrachtung von spiroergometrischen Parametern wie die Ventilation, die Atemfrequenz und den respiratorischen Quotienten. Auch weitere Autoren befürworten, dass Gasanalysen zur Beurteilung der Belastbarkeit hinzugezogen werden (Arena et al. 2016, Fletcher et al. 2013). Um die ventilatorischen Schwellen bei einer Spiroergometrie optimal zu definieren, sollte nach Scharhag-Rosenberger und Schommer eine kombinierte Nutzung von Bestimmungsmethoden anhand der 9-Felder-Grafik erfolgen (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013). Bei Sportlern ist, auch wenn ggf. nicht die reale HFmax erreicht wird, die Durchführung einer sportartspezifischen Ergometrieform sinnvoll (Such und Meyer 2010).

Es lässt sich festhalten, dass die Ergebnisse aus einer Laktatleistungsdiagnostik und der Spiroergometrie unverzichtbar für gezielte Aussagen und Empfehlungen bezüglich der individuellen Ausdauerleistungsfähigkeit, dem Stoffwechsel und der Ventilation sind. Um eine bestmögliche Auswertung zu ermöglichen, ist es anzuraten, eine Spiroergometrie mit einer Laktatmessung zu kombinieren. In Deutschland überwiegt die Bestimmung der individuellen Schwellen und Trainingsbereiche mittels einer Laktatleistungsdiagnostik, während im angloamerikanischen Raum die Spiroergometrie bevorzugt angewendet wird (Scharhag-Rosenberger und Schommer 2013).

Neben den bereits erwähnten Kritikpunkten dieser Studie (geringe Probandenanzahl in Gruppe 2, ggf. zu lange Testdauer und dadurch Nichterreichen der realen HFmax in Gruppe 2) sind im Sinne einer Methodenkritik noch weitere Aspekte zu benennen: Zur Auswertung der Gruppe 1 lagen in der Datenbank das Geburts- und Untersuchungsdatum, das Geschlecht, die Werte für Körpergröße und Körpergewicht, die Belastungsart (Laufband- oder Fahrradergometrie), die Ruhe-HF sowie die Herzfrequenzen bzw. die Leistungen für die verschiedenen Trainingsbereiche und die aerobe und individuelle anaerobe Schwelle der jeweils untersuchten Person vor. Weitere Informationen wie Vorerkrankungen, Medikation, Beruf, körperliche Leistungsfähigkeit bzw. sportliche Aktivitäten/Trainings- und Wettkampfumfänge, Tag-Nacht-Rhythmus sowie die vegetative Anamnese konnten hieraus nicht gewonnen werden. Trotz der bereits beschriebenen Einschlusskriterien lag demnach eine recht inhomogene Probandengruppe vor. Des Weiteren konnte das Belastungsprotokoll (Startbelastung, Inkrement, Stufendauer) sowie die Testdurchführung (u. a. korrekte Messung der Herzfrequenz- und Laktatwerte) und die Messwerteingabe nicht geprüft bzw. verfolgt werden. Dadurch ist die Vergleichbarkeit der Messungen und der dazugehörigen Ergebnisse reduziert.

Die Bestimmung der MRHF in Gruppe 2 basierte nicht auf einer Messung durch eine Pulsuhr

oder durch ein EKG. Es wurde eine palpatorische Pulsmessung der Arteria carotis communis durchgeführt (siehe Material und Methoden). Diese wurde nach Anleitung vom Probanden selbstständig direkt nach dem Erwachen vorgenommen. Hierdurch ist von einer zufälligen Messabweichung zwischen der gemessenen Ruhe-HF und der tatsächlichen MRHF auszugehen. Dieser mögliche Messfehler hat Auswirkung auf das Ergebnis der Karvonen-Formel und kann eine größere oder kleinere Übereinstimmung zu den Werten aus der Laktatleistungsdiagnostik bewirken. Zudem kann der akustische Reiz des Weckers einen Stressfaktor darstellen und dabei die MRHF und die daraus folgenden Ergebnisse beeinflussen.

7 Schlussfolgerungen

Die Herzfrequenz eignet sich als leicht zu erhebender kardialer Parameter zur Bestimmung der kardiopulmonalen Belastung. Sie ist für die Kontrolle der Belastungsintensität besonders geeignet und hat daher einen hohen Stellenwert im Bereich der Trainingssteuerung. Zur Festlegung von Trainingsbereichen und zur Feststellung einer Überbelastung ist die Betrachtung von mehreren Parametern (z. B. Laktatmetabolismus, ventilatorische und kardiologische Messgrößen) empfehlenswert.

Formeln zur Bestimmung der maximalen Herzfrequenz können einen Ausbelastungstest in Bezug auf die Genauigkeit nicht ersetzen. Die Anwendung der HFmax-Formeln stellt nur eine Schätzung der HFmax dar und sollte mit Vorsicht betrachtet werden. In einem durchgeführten Ausbelastungstest sollte das Erreichen der berechneten HFmax nicht als Abbruchkriterium gelten.

Für eine Fahrradbelastung ist zur rechnerischen Annäherung der HFmax die Verwendung einer radspezifischen Formel ratsam. Die in dieser Arbeit aufgestellte Formel $HF_{max} = 188 - 0,62 \cdot LA$ erscheint sehr vielversprechend und sollte in weiteren Studien auf ihre Gültigkeit geprüft werden. Hierbei wären Untersuchungen mit einer größeren Kohorte sowie mit spezifischen Probandengruppen (Alter, Geschlecht, Trainingszustand) sinnvoll.

Die durch die Karvonen-Formel berechneten Herzfrequenzen für den Trainingsbereich GA 1 erreichen keine gute Übereinstimmung mit den aus der Laktatleistungsdiagnostik gewonnenen Werten. Deshalb kann der optimale Trainingsreiz durch die Formel-Berechnungen nicht exakt definiert werden, es besteht die Gefahr der Unter- bzw. Überbelastung mit möglichen weiteren Folgen (z. B. dem Übertrainings-Syndrom). Daher ist die Verwendung der Karvonen-Formel aus sportmedizinischer Sicht nicht anzuraten und die Empfehlungen zur Nutzung der Herzfrequenzreserve sollten kritisch diskutiert werden.

Mit Anwendung der MRHF erhöht sich die Übereinstimmungsvalidität der Karvonen-Formel. Dieser Parameter kann Aussagen über Trainingsanpassungen treffen und sollte in weiteren sportmedizinischen Untersuchungen verstärkt im Fokus stehen.

Neben der Ruhe-HF und der HFmax erscheinen die kardiologischen Kenngrößen Herzfrequenzvariabilität (HRV) und Erholungs-HF geeignet, um die sportliche Leistungs- und Erholungsfähigkeit zu beurteilen.

Trotz kritischer Diskussionen bezüglich der Schwellenkonzepte stellen die Laktatleistungsdiagnostik und die Spiroergometrie im Breiten- und Leistungssport

unverzichtbare Verfahren zur Leistungsfeststellung und Trainingsgestaltung dar. Insgesamt ist die Belastungsergometrie mit den Bestimmungen der maximalen Herzfrequenz sowie der Trainingsbereiche bezüglich der Genauigkeit und Individualität den Berechnungen nach den HFmax-Formeln bzw. nach der Karvonen-Formel vorzuziehen.

8 Literatur- und Quellenverzeichnis

- American College of Sports Medicine, Thompson WR. 2010. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. 8. Aufl. Philadelphia [u.a.]: Lippincott Williams & Wilkins.
- American College of Sports Medicine, Riebe D, Ehrman JK, Liguori G, Magal M. 2018. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. 10th edition Aufl. Philadelphia Baltimore New York: Wolters Kluwer.
- Arena R, Myers J, Kaminsky LA. 2016. Revisiting age-predicted maximal heart rate: Can it be used as a valid measure of effort? *Am Heart J*, 173:49-56.
- Bland JM, Altman DG. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1 (8476):307-310.
- Böning D, Maassen N, Steinach M. 2017. Der Wirkungsgrad von Muskularbeit. *Dtsch Z Sportmed*, 68:203-214.
- Borg G. 1990. Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health*, 16 Suppl 1:55-58.
- Camarda SR, Tebexreni AS, Pafaro CN, Sasai FB, Tambeiro VL, Juliano Y, Barros Neto TL. 2008. Comparison of maximal heart rate using the prediction equations proposed by Karvonen and Tanaka. *Arq Bras Cardiol*, 91 (5):311-314.
- Christou DD, Seals DR. 2008. Decreased maximal heart rate with aging is related to reduced {beta}-adrenergic responsiveness but is largely explained by a reduction in intrinsic heart rate. *J Appl Physiol* (1985), 105 (1):24-29.
- Cleary MA, Hetzler RK, Wages JJ, Lentz MA, Stickley CD, Kimura IF. 2011. Comparisons of age-predicted maximum heart rate equations in college-aged subjects. *J Strength Cond Res*, 25 (9):2591-2597.
- da Cunha FA, Farinatti Pde T, Midgley AW. 2011. Methodological and practical application issues in exercise prescription using the heart rate reserve and oxygen uptake reserve methods. *J Sci Med Sport*, 14 (1):46-57.
- Dalleck LC, Kravitz L. 2006. Relationship Between %Heart Rate Reserve And %VO₂ Reserve During Elliptical Crosstrainer Exercise. *J Sports Sci Med*, 5 (4):662-671.
- Dickhuth HH, Yin L, Niess A, Rocker K, Mayer F, Heitkamp HC, Horstmann T. 1999. Ventilatory, lactate-derived and catecholamine thresholds during incremental treadmill running: relationship and reproducibility. *Int J Sports Med*, 20 (2):122-127.
- Esco MR, Chamberlain N, Flatt AA, Snarr RL, Bishop PA, Williford HN. 2015. Cross-Validation of Age-Predicted Maximal Heart Rate Equations Among Female Collegiate Athletes. *J Strength Cond Res*, 29 (11):3053-3059.
- Faude O, Kindermann W, Meyer T. 2009. Lactate threshold concepts: how valid are they? *Sports Med*, 39 (6):469-490.

- Fletcher GF, Ades PA, Kligfield P, Arena R, Balady GJ, Bittner VA, Coke LA, Fleg JL, Forman DE, Gerber TC, Gulati M, Madan K, Rhodes J, Thompson PD, Williams MA, American Heart Association Exercise CR, Prevention Committee of the Council on Clinical Cardiology CoNPA, Metabolism CoC, Stroke N, Council on E, Prevention. 2013. Exercise standards for testing and training: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 128 (8):873-934.
- Fox SM, 3rd, Naughton JP, Haskell WL. 1971. Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Ann Clin Res*, 3 (6):404-432.
- Franckowiak SC, Dobrosielski DA, Reilley SM, Walston JD, Andersen RE. 2011. Maximal heart rate prediction in adults that are overweight or obese. *J Strength Cond Res*, 25 (5):1407-1412.
- Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, Nieman DC, Swain DP, American College of Sports M. 2011. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 43 (7):1334-1359.
- Gellish RL, Goslin BR, Olson RE, McDonald A, Russi GD, Moudgil VK. 2007. Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate. *Med Sci Sports Exerc*, 39 (5):822-829.
- Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S. 2007. Vergleich von Messmethoden. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 132:e69-e73.
- Gulati M, Shaw LJ, Thisted RA, Black HR, Bairey Merz CN, Arnsdorf MF. 2010. Heart rate response to exercise stress testing in asymptomatic women: the st. James women take heart project. *Circulation*, 122 (2):130-137.
- Halle M. 2004. Sekundärprävention der koronaren Herzerkrankung: Einfluss von körperlichem Training auf Morphologie und Funktion der Koronargefäße. *Dtsch Z Sportmed*, 55 (3):66-69.
- Hildebrandt G, Drexel H, Schlegel KF, Weimann G. 1990. *Physikalische Medizin: Physiologische Grundlagen, Thermo- und Hydrotherapie, Balneologie und medizinische Klimatologie*. Stuttgart: Hippokrates Verlag.
- Hohmann A, Lames M, Letzelter M. 2010. *Einführung in die Trainingswissenschaft*. 5. Aufl. Wiebelsheim: Limpert Verlag.
- Holfelder B. 2012. Theoretische Betrachtungen über die Trainingssteuerung anhand des Laktatstoffwechsels und der Muskelfasertypisierung. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 60 (1):32-39.
- Hollmann W, Strüder HK. 2009. *Sportmedizin: Grundlagen von körperlicher Aktivität, Training und Präventivmedizin*. 5. Auflage Aufl. Stuttgart: Schattauer.

- Hossack KF, Bruce RA. 1982. Maximal cardiac function in sedentary normal men and women: comparison of age-related changes. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 53 (4):799-804.
- Hottenrott K. 2006. Trainingskontrolle mit Herzfrequenz-Messgeräten. Aachen: Meyer & Meyer.
- Hottenrott K, Neumann G. 2010. Methodik des Ausdauertrainings. 2. Aufl. Schorndorf: Hofmann-Verlag.
- Hottenrott K, Neumann G. 2014. Trainingswissenschaft. 2. Aufl. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Hottenrott K, Hoos O, Esperer HD. 2006. Herzfrequenzvariabilität und Sport. *Herz*, 31:544-552.
- Hui SS, Chan JW. 2006. The relationship between heart rate reserve and oxygen uptake reserve in children and adolescents. *Res Q Exerc Sport*, 77 (1):41-49.
- Imai K, Sato H, Hori M, Kusuoka H, Ozaki H, Yokoyama H, Takeda H, Inoue M, Kamada T. 1994. Vagally mediated heart rate recovery after exercise is accelerated in athletes but blunted in patients with chronic heart failure. *J Am Coll Cardiol*, 24 (6):1529-1535.
- Inbar O, Oren A, Scheinowitz M, Rotstein A, Dlin R, Casaburi R. 1994. Normal cardiopulmonary responses during incremental exercise in 20- to 70-yr-old men. *Med Sci Sports Exerc*, 26 (5):538-546.
- Ivy JL, Costill DL, Van Handel PJ, Essig DA, Lower RW. 1981. Alteration in the lactate threshold with changes in substrate availability. *Int J Sports Med*, 2 (3):139-142.
- Jain M, Nkonde C, Lin BA, Walker A, Wackers FJ. 2011. 85% of maximal age-predicted heart rate is not a valid endpoint for exercise treadmill testing. *J Nucl Cardiol*, 18 (6):1026-1035.
- Janssen PGJM. 2003. Ausdauertraining: Trainingssteuerung über die Herzfrequenz- und Milchsäurebestimmung. 3. Aufl. Balingen: Spitta Verlag.
- Karavirta L, Tulppo MP, Nyman K, Laaksonen DE, Pullinen T, Laukkanen RT, Kinnunen H, Hakkinen A, Hakkinen K. 2008. Estimation of maximal heart rate using the relationship between heart rate variability and exercise intensity in 40-67 years old men. *Eur J Appl Physiol*, 103 (1):25-32.
- Karvonen J, Vuorimaa T. 1988. Heart rate and exercise intensity during sports activities. Practical application. *Sports Med*, 5 (5):303-311.
- Karvonen MJ, Kentala E, Mustala O. 1957. The effects of training on heart rate; a longitudinal study. *Ann Med Exp Biol Fenn*, 35 (3):307-315.
- Kindermann W. 2004. Anaerobe Schwelle. *Deutsche Zeitschrift f, r Sportmedizin*, 55 (6):161-162.

- Kroidl RF, Schwarz S, Lehnigk B. 2010. Kursbuch Spiroergometrie. 2. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Kwiecien R, Kopp-Schneider A, Blettner M. 2011. Übersichtsarbeit Konkordanzanalyse. Deutsches Ärzteblatt, 108 (30):515-521.
- Löllgen H. 2015. Gesundheit, Bewegung und körperliche Aktivität. Dtsch Z Sportmed, 66:139-140.
- Lounana J, Champion F, Noakes TD, Medelli J. 2007. Relationship between %HRmax, %HR reserve, %VO2max, and %VO2 reserve in elite cyclists. Med Sci Sports Exerc, 39 (2):350-357.
- Maassen N, Schneider G. 2011. Die kapilläre Laktatkonzentration als Maß für die Belastungsreaktion. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 62 (4).
- Machado FA, Denadai BS. 2011. Validity of maximum heart rate prediction equations for children and adolescents. Arq Bras Cardiol, 97 (2):136-140.
- Mader A, Liesen H, Heck H, Philippi H, Rost R, Schürch P, Hollmann W. 1976. Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit im Labor. Sportarzt und Sportmedizin, 27:80-88, 109-112.
- Mahon AD, Marjerrison AD, Lee JD, Woodruff ME, Hanna LE. 2010. Evaluating the prediction of maximal heart rate in children and adolescents. Res Q Exerc Sport, 81 (4):466-471.
- Marées dH. 2003. Sportphysiologie. 9. Aufl. Köln: Sportverlag Strauss.
- Mendez-Villanueva A, Landaluce JP, Garcia BF, Terrados N, Bishop D. 2010. Inaccuracy of the HR reserve vs. V O2 reserve relationship during prone arm-paddling exercise in surfboard riders. J Physiol Anthropol, 29 (6):189-195.
- Meyer T. 2010. Regeneration im Leistungssport. Dtsch Z Sportmed, 6:127-128.
- Meyer T, Kellmann M, Ferrauti A, Pfeiffer M, Faude O. 2013. Die Messung von Erholtheit und Regenerationsbedarf im Fußball. Dtsch Z Sportmed, 64:28-34.
- Mezzani A, Corra U, Giordano A, Cafagna M, Adriano EP, Giannuzzi P. 2007. Unreliability of the %VO2 reserve versus %heart rate reserve relationship for aerobic effort relative intensity assessment in chronic heart failure patients on or off beta-blocking therapy. Eur J Cardiovasc Prev Rehabil, 14 (1):92-98.
- Midgley AW, Bentley DJ, Luttikholt H, McNaughton LR, Millet GP. 2008. Challenging a dogma of exercise physiology: does an incremental exercise test for valid VO 2 max determination really need to last between 8 and 12 minutes? Sports Med, 38 (6):441-447.
- Nes BM, Janszky I, Wisloff U, Stoylen A, Karlsen T. 2013. Age-predicted maximal heart rate in healthy subjects: The HUNT fitness study. Scand J Med Sci Sports, 23 (6):697-704.

- Neumann G, Pfützner A, Berbalk A. 2011. Optimiertes Ausdauertraining. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Nikolaidis PT. 2014. Age-predicted vs. measured maximal heart rate in young team sport athletes. *Niger Med J*, 55 (4):314-320.
- Nikolaidis PT. 2015. Maximal heart rate in soccer players: measured versus age-predicted. *Biomed J*, 38 (1):84-89.
- Oh DJ, Hong HO, Lee BA. 2016. The effects of strenuous exercises on resting heart rate, blood pressure, and maximal oxygen uptake. *J Exerc Rehabil*, 12 (1):42-46.
- Pokan R, Bachl N, Benzer W, Hofmann P, Mayr K, Schmid P, Smekal G, Wonisch M. 2004. Leistungsdiagnostik und Trainingsherzfrequenzbestimmung in der kardiologischen Rehabilitation. *Austrian Journal of Cardiology*, 11 (11):446-452.
- Reis VM, den Tillaar RV, Marques MC. 2011. Higher Precision of Heart Rate Compared with VO₂ to Predict Exercise Intensity in Endurance-Trained Runners. *J Sports Sci Med*, 10 (1):164-168.
- Robergs RA, Landwehr R. 2002. The surprising history of the "HRmax=220-age" equation. *Journal of Exercise Physiologyonline*, 5 (2):1-10.
- Roux W. 1895. *Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen*. Leipzig: Wilhelm Engelmann.
- Roy S, McCrory J. 2015. Validation of Maximal Heart Rate Prediction Equations Based on Sex and Physical Activity Status. *Int J Exerc Sci*, 8 (4):318-330.
- Sammito S, Thielmann B, Seibt R, Klussmann A, Weippert M, Böckelmann I 2018. 26.11. 002/042 - S2k-Leitlinie: Nutzung der Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-042l_S2k_Herzschlagfrequenz_Herzfrequenzvariabilität_2014-07.pdf.
- Scharhag J, Löllgen H, Kindermann W. 2013. Competitive sports and the heart: benefit or risk? *Dtsch Arztebl Int* 2013, 110(1-2):14-24.
- Scharhag-Rosenberger F. 2010. Spiroergometrie zur Ausdauerleistungsdiagnostik. *Dtsch Z Sportmed*, 61:146-147.
- Scharhag-Rosenberger F, Meyer T. 2013. Ausdauertrainingseffekte: Ergometrische Erfassung und Zusammenhänge mit präventiver Trainingswirkung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 64 (2):45-51.
- Scharhag-Rosenberger F, Schommer K. 2013. Die Spiroergometrie in der Sportmedizin. *Dtsch Z Sportmed*, 64:362-366.
- Schnabel G, Harre H, Krug JH. 2011. *Trainingslehre - Trainingswissenschaft*. 2. Aufl. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.

- Shargal E, Kislev-Cohen R, Zigel L, Epstein S, Pilz-Burstein R, Tenenbaum G. 2015. Age-related maximal heart rate: examination and refinement of prediction equations. *J Sports Med Phys Fitness*, 55 (10):1207-1218.
- Silva VA, Bottaro M, Justino MA, Ribeiro MM, Lima RM, Oliveira RJ. 2007. Maximum heart rate in Brazilian elderly women: comparing measured and predicted values. *Arq Bras Cardiol*, 88 (3):314-320.
- Solheim TJ, Keller BG, Fountaine CJ. 2014. VO₂ Reserve vs. Heart Rate Reserve During Moderate Intensity Treadmill Exercise. *Int J Exerc Sci*, 7 (4):311-317.
- Stegmann H, Kindermann W, Schnabel A. 1981. Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *Int J Sports Med*, 2 (3):160-165.
- Steinacker JM, Liu Y, Reißnecker S. 2002. Abbruchkriterien bei der Ergometrie. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53:228-229.
- Such U, Meyer T. 2010. Die maximale Herzfrequenz. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61 (12):310-311.
- Swain DP, Leutholtz BC. 1997. Heart rate reserve is equivalent to %VO₂ reserve, not to %VO₂max. *Med Sci Sports Exerc*, 29 (3):410-414.
- Swain DP, Leutholtz BC, King ME, Haas LA, Branch JD. 1998. Relationship between % heart rate reserve and % VO₂ reserve in treadmill exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 30 (2):318-321.
- Sydo N, Abdelmoneim SS, Mulvagh SL, Merkely B, Gulati M, Allison TG. 2014. Relationship between exercise heart rate and age in men vs women. *Mayo Clin Proc*, 89 (12):1664-1672.
- Tanaka H, Monahan KD, Seals DR. 2001. Age-predicted maximal heart rate revisited. *J Am Coll Cardiol*, 37 (1):153-156.
- Trappe HJ, Löllgen H. 2000. Leitlinien zur Ergometrie. *Zeitschrift für Kardiologie*, 89:821-837.
- Urhausen A, Kindermann W. 2002a. Diagnosis of overtraining: what tools do we have? *Sports Med*, 32 (2):95-102.
- Urhausen A, Kindermann W. 2002b. Übertraining. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (4):121-122.
- Urhausen A, Coen B, Weiler B, Kindermann W. 1993. Individual anaerobic threshold and maximum lactate steady state. *Int J Sports Med*, 14 (3):134-139.
- Vogel R. 2001. „Übertraining“: Begriffsklärungen, ätiologische Hypothesen, aktuelle Trends und methodische Limiten. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 49 (4):154-162.

- Whyte GP, George K, Shave R, Middleton N, Nevill AM. 2008. Training induced changes in maximum heart rate. *Int J Sports Med*, 29 (2):129-133.
- Yoshida T. 1984. Effect of dietary modifications on lactate threshold and onset of blood lactate accumulation during incremental exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 53 (3):200-205.
- Zintl F, Eisenhut A. 2004. *Ausdauertraining - Grundlagen, Methoden, Trainingssteuerung*. 6. Aufl. München: BLV Verlag.

9 Anhang

Abbildungen

Grafische Übereinstimmungsanalyse HFmax Gr. 2

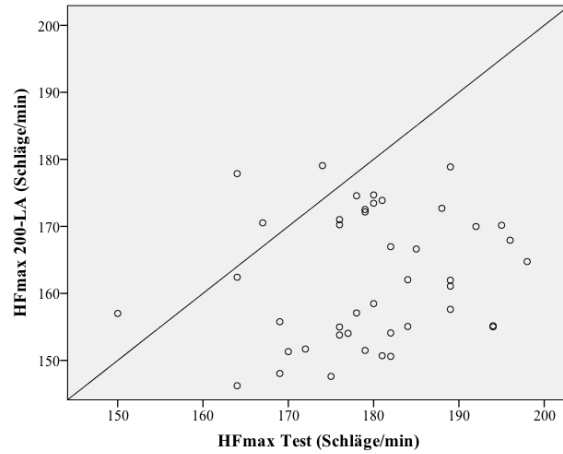


Abb. A1: grafische Übereinstimmungsanalyse
HFmax 200-LA; HFmax Test; Gr. 2

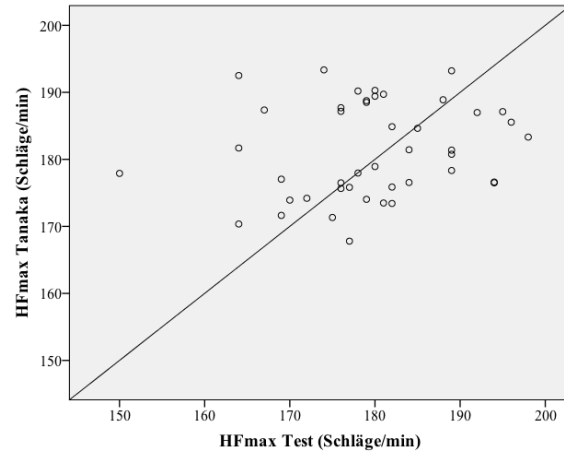


Abb. A2: grafische Übereinstimmungsanalyse
HFmax Tanaka; HFmax Test; Gr. 2

Grafische Übereinstimmungsanalyse UGW/OGW/SW Gr. 1

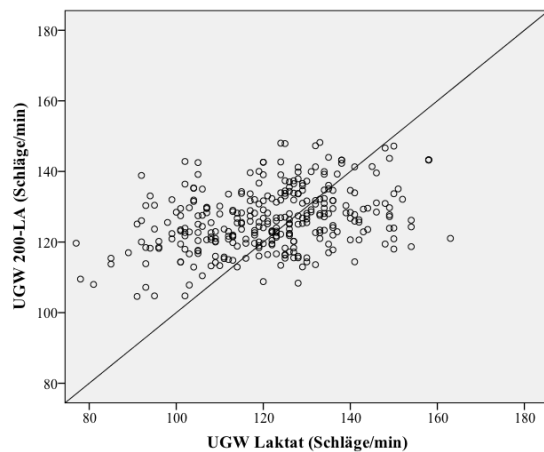


Abb. A3: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW 200-LA; UGW Laktat; Gr. 1

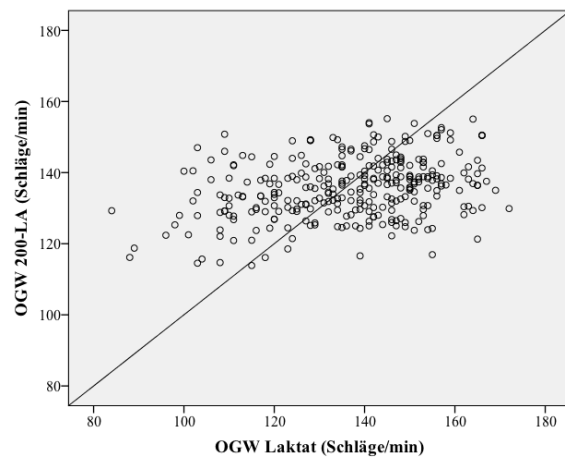


Abb. A4: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW 200-LA; OGW Laktat; Gr. 1

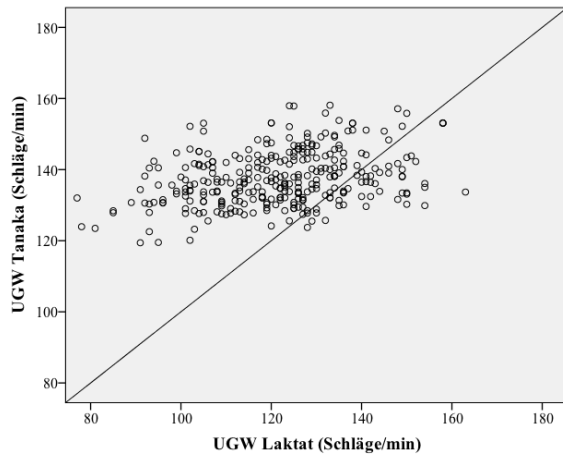


Abb. A5: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Tanaka; UGW Laktat; Gr. 1

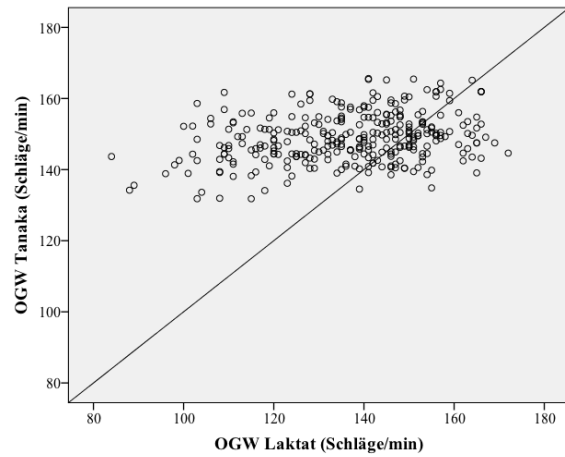


Abb. A6: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Tanaka; OGW Laktat; Gr. 1

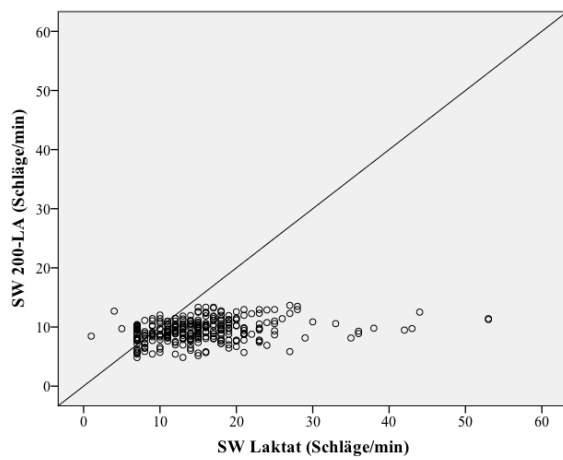


Abb. A7: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW 200-LA; SW Laktat; Gr. 1

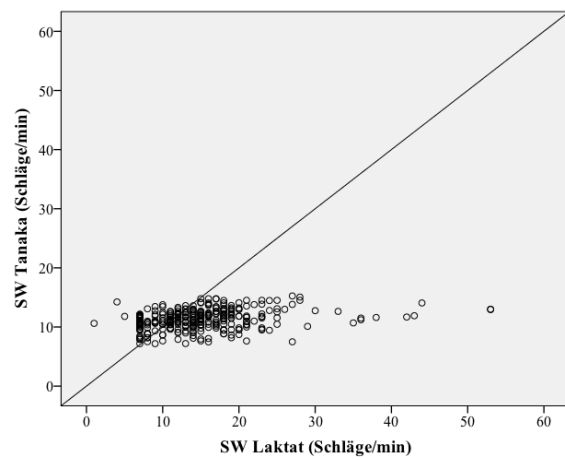


Abb. A8: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Tanaka; SW Laktat; Gr. 1

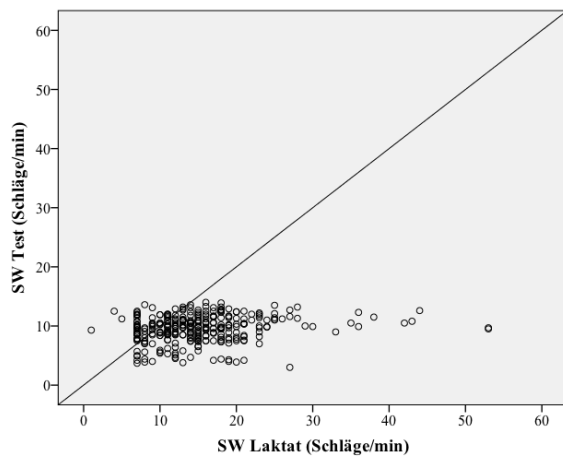


Abb. A9: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Test; SW Laktat; Gr. 1

Grafische Übereinstimmungsanalyse UGW/OGW Gr. 2

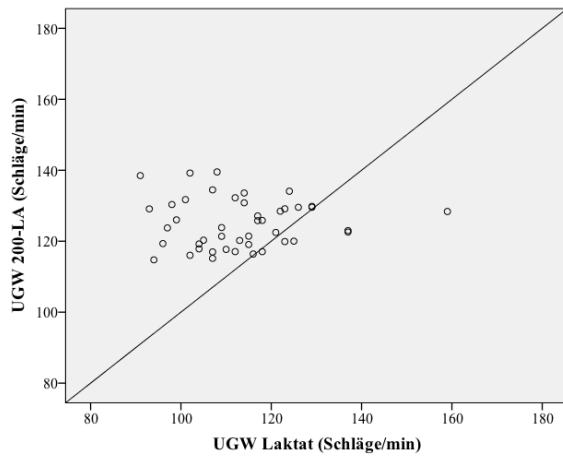


Abb. A10: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW 200-LA; UGW Laktat; Gr. 2

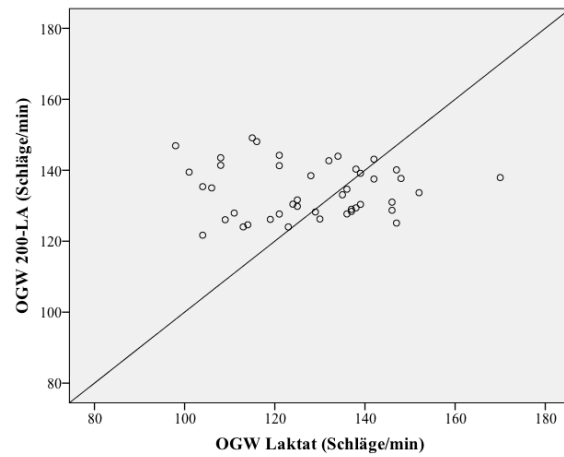


Abb. A11: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW 200-LA; OGW Laktat; Gr. 2

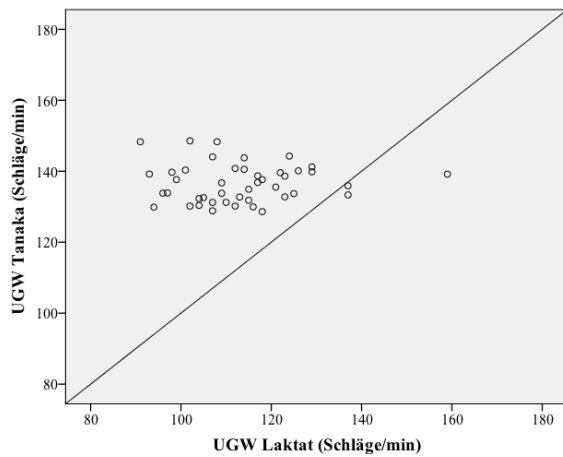


Abb. A12: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Tanaka; UGW Laktat; Gr. 2

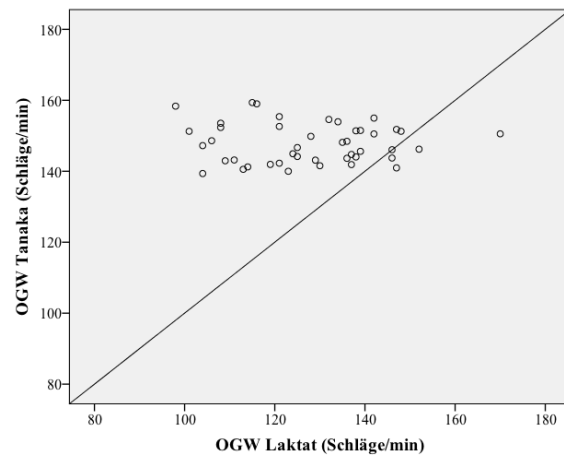


Abb. A13: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Tanaka; OGW Laktat; Gr. 2

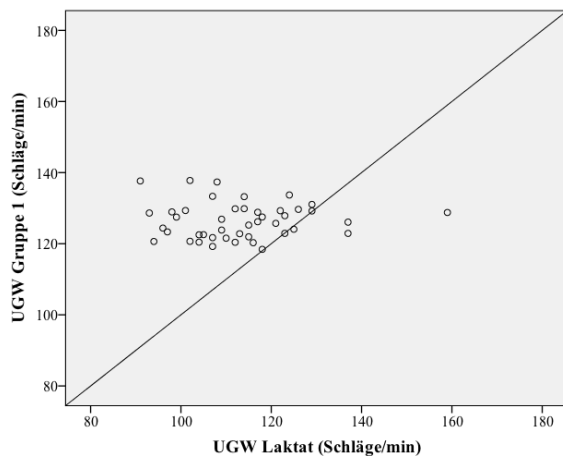


Abb. A14: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Gruppe 1; UGW Laktat; Gr. 2

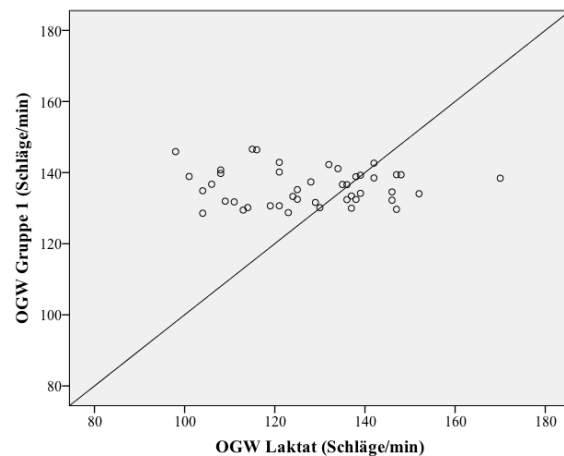


Abb. A15: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Gruppe 1; OGW Laktat; Gr. 2

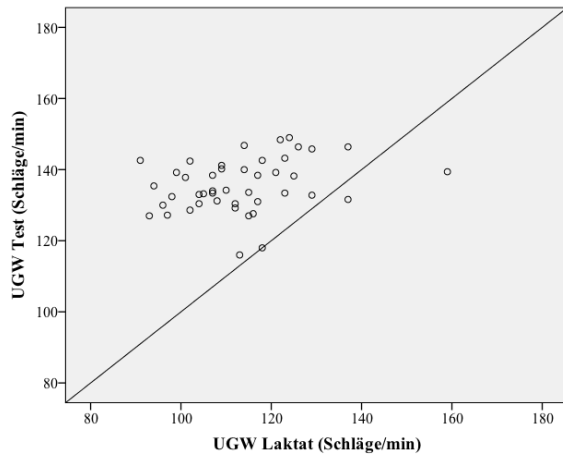


Abb. A16: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Test; UGW Laktat; Gr. 2

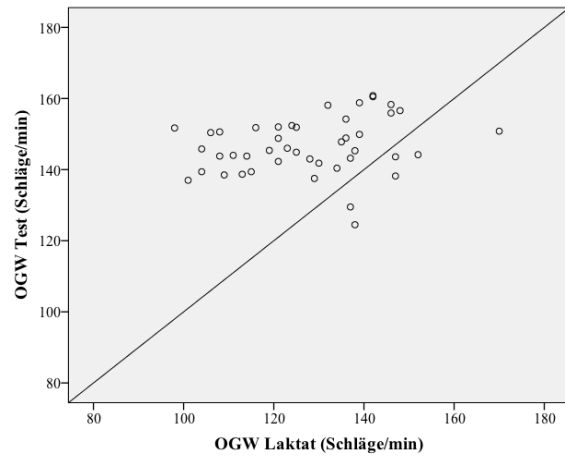


Abb. A17: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Test; OGW Laktat; Gr. 2

Grafische Übereinstimmungsanalyse UGW/OGW Gr. 2 mit MRHF

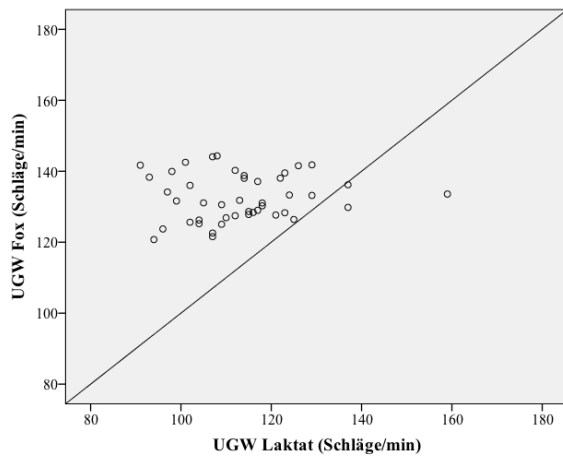


Abb. A18: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Fox; UGW Laktat; Gr. 2
MRHF

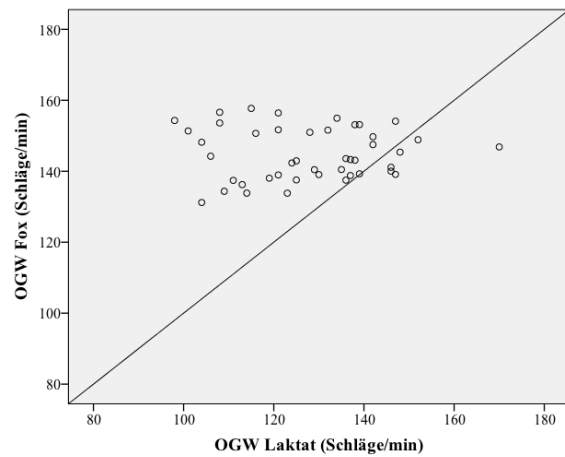


Abb. A19: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Fox; OGW Laktat; Gr. 2
MRHF

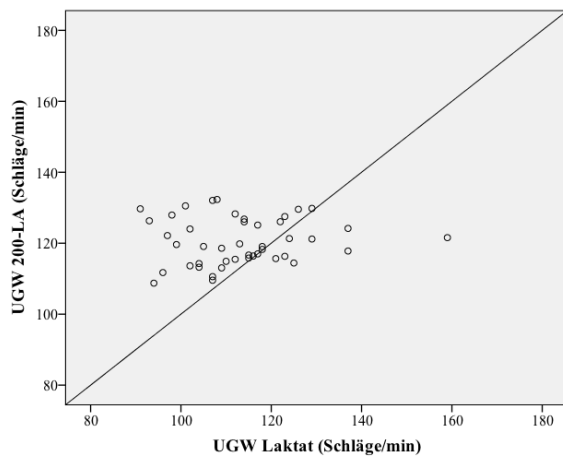


Abb. A20: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW 200-LA; UGW Laktat; Gr. 2
MRHF

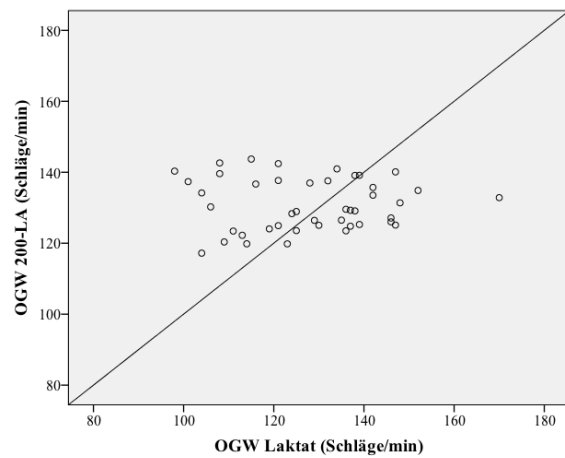


Abb. A21: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW 200-LA; OGW Laktat; Gr. 2
MRHF

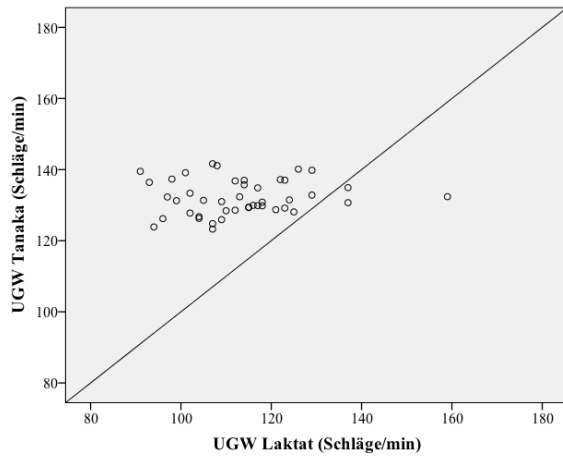


Abb. A22: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Tanaka; UGW Laktat; Gr. 2
MRHF

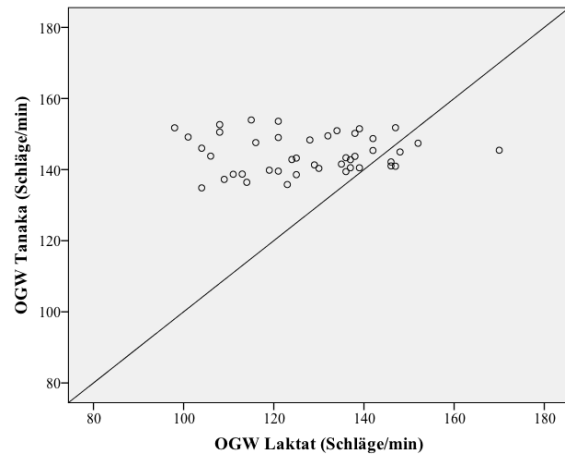


Abb. A23: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Tanaka; OGW Laktat; Gr. 2
MRHF

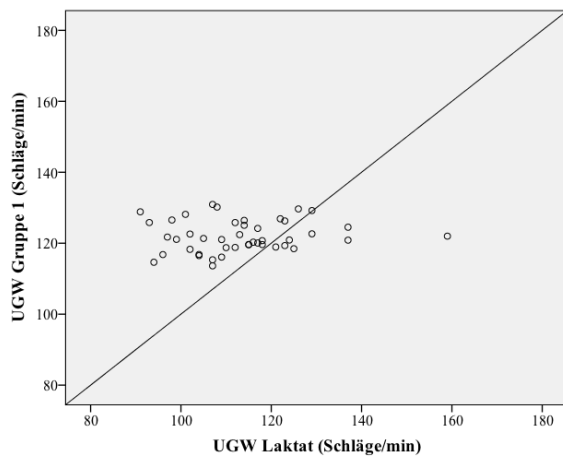


Abb. A24: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Gruppe 1; UGW Laktat; Gr. 2
MRHF

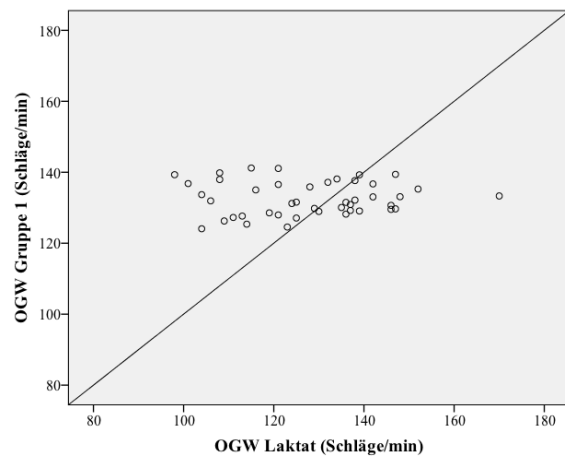


Abb. A25: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Gruppe 1; OGW Laktat; Gr. 2
MRHF

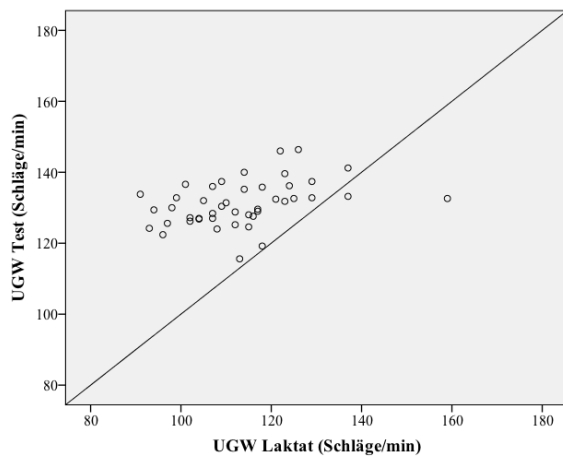


Abb. A26: grafische Übereinstimmungsanalyse
UGW Test; UGW Laktat; Gr. 2
MRHF

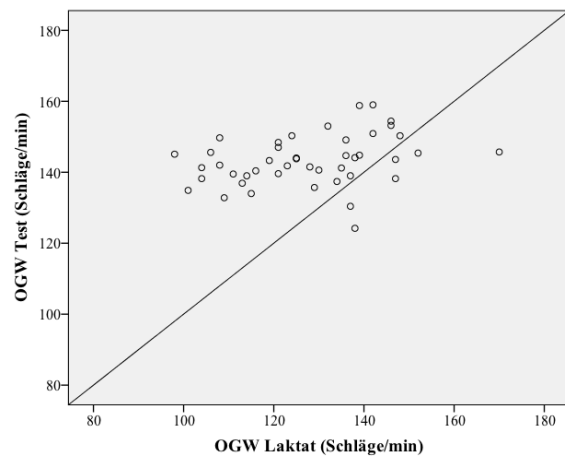


Abb. A27: grafische Übereinstimmungsanalyse
OGW Test; OGW Laktat; Gr. 2
MRHF

Grafische Übereinstimmungsanalyse SW Gr. 2

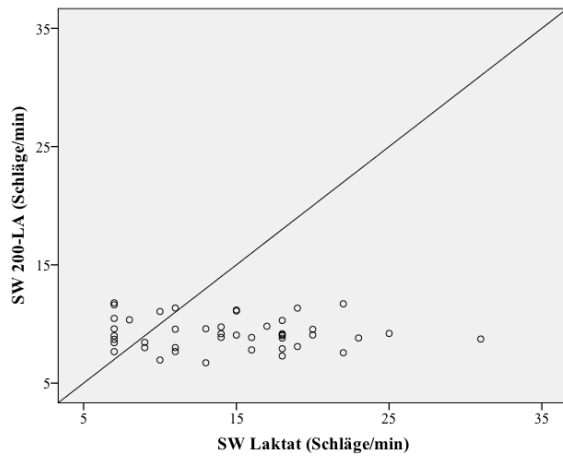


Abb. A28: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW 200-LA; SW Laktat; Gr. 2

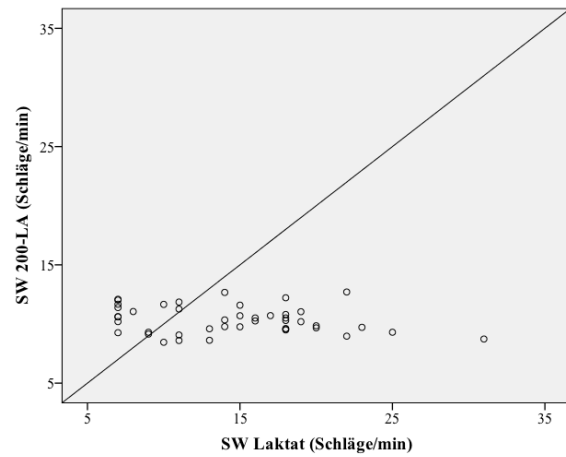


Abb. A29: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW 200-LA; SW Laktat; Gr. 2; MRHF

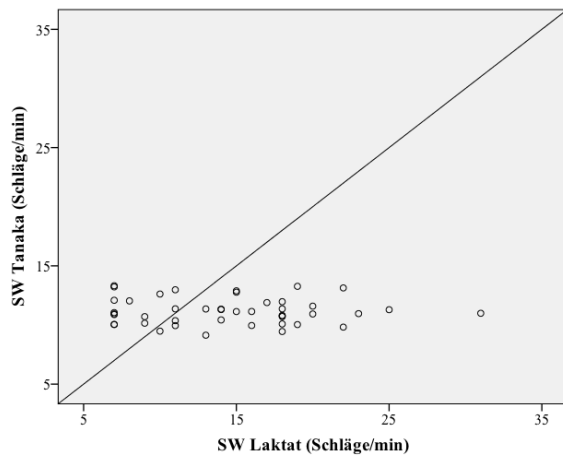


Abb. A30: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Tanaka; SW Laktat; Gr. 2

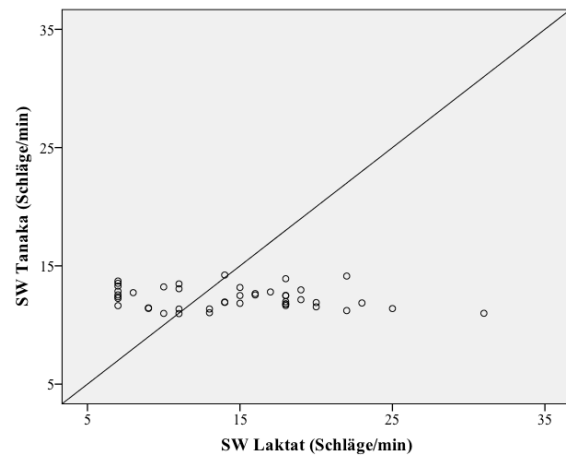


Abb. A31: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Tanaka; SW Laktat; Gr. 2; MRHF

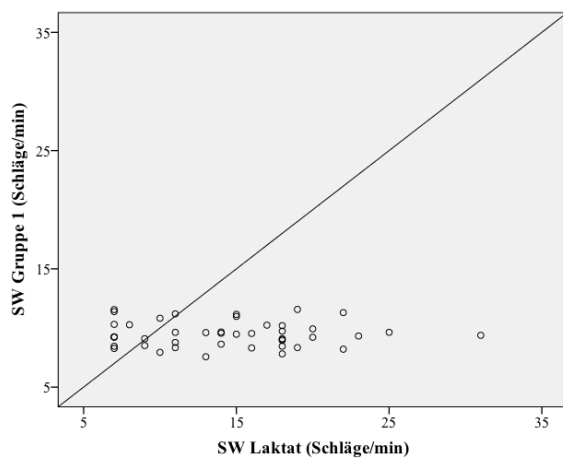


Abb. A32: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Gruppe 1; SW Laktat; Gr. 2

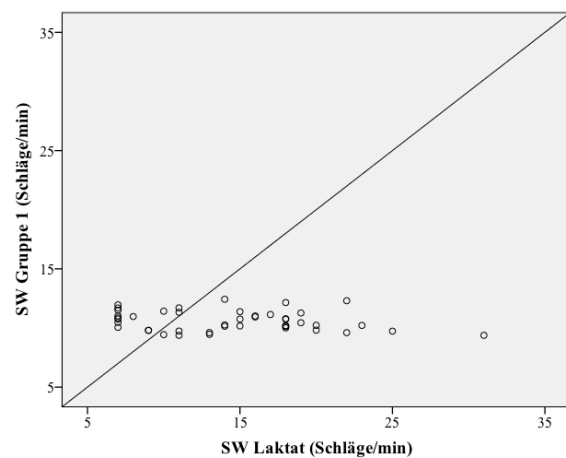


Abb. A33: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Gruppe 1; SW Laktat; Gr. 2; MRHF

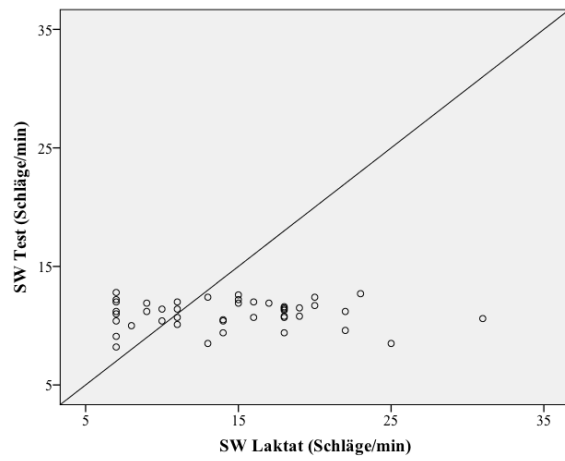


Abb. A34: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Test; SW Laktat; Gr. 2

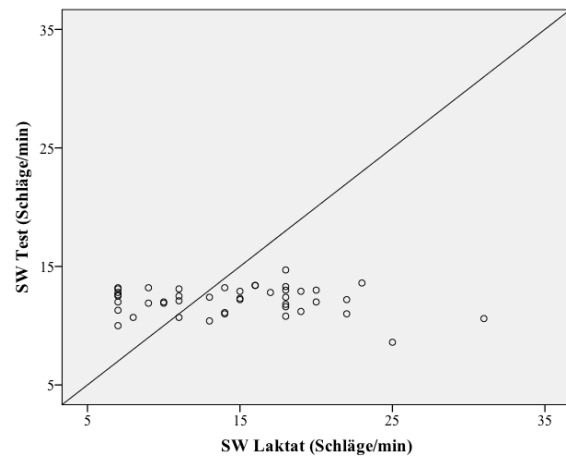
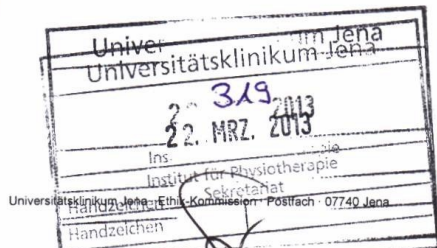


Abb. A35: grafische Übereinstimmungsanalyse
SW Test; SW Laktat; Gr. 2; MRHF

Votum Ethik-Kommission



Prof. Dr. Smolenski
Institut für Physiotherapie
UKJ
Erlanger Allee 101
07740 Jena



**Universitätsklinikum
Jena**

Ethik-Kommission

Vorsitzende: Prof. Dr. med. Dagmar Barz
Geschäftsstelle: Dr. phil. Ulrike Skorsetz

Bachstraße 18
07743 Jena

Telefon 03641 93 37 70
Telefax 03641 93 37 71

E-Mail: ethikkommission@med.uni-jena.de

Jena, 20. März 2013

Bearbeitungsnummer: 3700-02/13 (Bitte immer angeben)

Sehr geehrter Herr Kollege,


in ihrer Sitzung am 19.03.2013 hat die Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller Universität
Ihren Antrag

Validität der Herzfrequenz zur Bestimmung des Trainingsbereiches Grundlagenausdauer 1
beraten.

Das Studienvorhaben wird zustimmend bewertet. Es bestehen keine ethischen oder
berufsrechtlichen Bedenken.

Bitte überarbeiten Sie die Probandeninformation / Einverständniserklärung entsprechend der
in der Diskussion vorgebrachten Hinweise (Datenschutzerklärung, Länge der
Untersuchungszeit, Streichung des Betreuers).

Mit freundlichem Gruß


Prof. Dr. med. D. Barz
Vorsitzende der Ethik-Kommission

Bachstraße 18 · 07743 Jena · Telefon 03641 93 00

Internet: www.uniklinikum-jena.de
Gerichtsstand Jena
Steuernummer 161 / 144 / 02978 · USt.-IdNr. DE 150545777
Bankverbindung:
Sparkasse Jena · BLZ 830 530 30 · Konto 221

Universitätsklinikum Jena · Körperschaft des öffentlichen Rechts
als Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Verwaltungsratsvorsitzender: Prof. Dr. Thomas Deufel
Medizinischer Vorstand
und Sprecher des Klinikumsvorstandes: Prof. Dr. Klaus Höffken
Wissenschaftlicher Vorstand: Prof. Dr. Klaus Benndorf
Kaufmännischer Vorstand: Dr. Brunhilde Seidel-Kweim

Probandenmaterial



Friedrich-Schiller-Universität Jena

Probandenaufklärung

Titel:

Validität der Herzfrequenz zur Bestimmung des Trainingsbereiches Grundlagenausdauer 1

Sehr geehrte Probanden,

in dieser Arbeit wird die Gültigkeit der Herzfrequenz zur Bestimmung eines Trainingsbereiches untersucht. Hierbei werden bestehende Formeln begutachtet und anschließend eine neue Theorie aufgestellt. Diese wird mit der durchzuführenden Studie (Leistungsdiagnostik mit Messung des Blutlaktates) auf ihre Aussagekraft geprüft. Langfristig soll es das Ziel sein, dem Breitensportler ein individuelles, kostengünstiges und praktikables Konzept zur täglichen Trainingssteuerung anzubieten.

Zu Beginn wird untersucht, ob bei Ihnen eine Leistungsdiagnostik durchführbar ist, d. h. ob bei Ihnen eine körperliche Ausbelastung ohne gesundheitliche Einschränkungen möglich ist. Sieben Tage vor und fünf Tage nach der Leistungsdiagnostik messen Sie Ihre morgendliche Ruheherzfrequenz. Hierbei tasten Sie unmittelbar nach dem Aufwachen (noch im Liegen) auf einer Seite die Halsschlagader und zählen die Pulsschläge pro Minute. Die Leistungsdiagnostik umfasst ein Stufentest auf einem Fahrradergometer und dauert ungefähr 45 Minuten. Nach einer Belastung von jeweils drei Minuten wird der Widerstand erhöht, so lange bis Sie den Test abbrechen (z. B. infolge der körperlichen Erschöpfung oder Schmerzen) bzw. bis die Untersucher aufgrund von gesundheitlichen Bedenken den Test vorzeitig beenden. Bei jeder Belastungsstufe werden Herzfrequenz, Blutdruck und das Laktat im Blut gemessen. Laktat ist ein Endprodukt eines Stoffwechselweges und wird in einer geringen Menge Blut aus dem Ohrläppchen (Kapillarblut) bestimmt.

Mit Ihrer Teilnahme unterstützen Sie die Wissenschaft auf dem Gebiet der Sportmedizin. Daneben haben Sie auch persönliche Vorteile: durch die Diagnostik erhalten Sie Informationen über Ihren individuellen körperlichen Trainingszustand und wir können Ihnen Ratschläge für Ihr Training geben. Eine Leistungsdiagnostik in dieses Rahmen ist im Normalfall ein kostenintensives Verfahren.

Die Risiken sind als sehr niedrig zu bewerten und liegen im Bereich einer Tauglichkeitsuntersuchung. Es kommt zu einer Belastung des Herz-Kreislauf-Systems. Verletzungen während der sportlichen Betätigung können nicht ausgeschlossen werden. Das persönliche Risiko ist vom Allgemeinzustand, von Vorerkrankungen und vom derzeitigen Trainingszustand des Probanden abhängig.

Eine Haftpflichtversicherung für die Studie liegt vor.

Ihre Studienteilnahme ist freiwillig und von dieser können Sie jeder Zeit ohne Angabe von Gründen und ohne Nachteile für die weitere Behandlung zurücktreten.

Datum, Unterschrift Proband

Datum, Unterschrift Arzt

Datum der Probandenaufklärung: 21.03.2013

**Einwilligungserklärung****Titel:****Validität der Herzfrequenz zur Bestimmung des Trainingsbereiches Grundlagenausdauer 1**

„Hiermit erkläre ich mich einverstanden, an der o. g. Studie freiwillig teilzunehmen. Ich bin in einem persönlichen Gespräch ausführlich und verständlich über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt worden. Alle meine Fragen wurden zufriedenstellend beantwortet, ich kann jederzeit neue Fragen stellen.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zu entscheiden. Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen kann, ohne dass mir daraus Nachteile entstehen.“

Datenschutzhinweis:

"Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen der klinischen Studie erfolgenden Aufzeichnung von Krankheitsdaten/Studiendaten und ihrer pseudonymisierten / anonymisierten Weitergabe einverstanden bin."

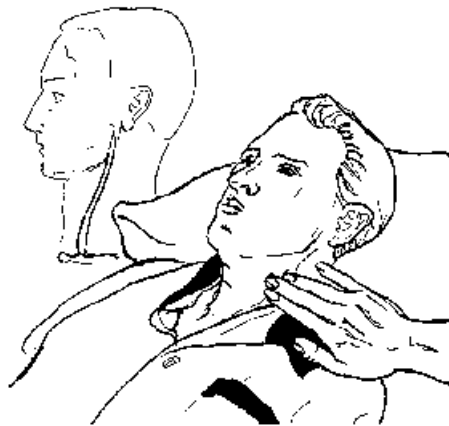
Datum, Unterschrift Proband

Datum, Unterschrift Arzt

Datum der Einwilligungserklärung: 21.03.2013

Messung der morgendlichen Ruheherzfrequenz

- Bitte üben Sie das Messen der morgendlichen Ruheherzfrequenz
- Die morgendliche Ruheherzfrequenz wird unmittelbar nach dem Erwachen im Liegen (bitte vorher nicht aufstehen!) gemessen
- Tasten Sie auf einer Seite mit zwei Fingern (Zeige- und Mittelfinger) die Halsschlagader (Arteria carotis) bis Sie einen deutlichen Pulsschlag spüren
- Nun zählen Sie die spürbaren Schläge innerhalb von 30 Sekunden
- Diese Schläge multiplizieren Sie mit dem Faktor 2, Sie erhalten die Pulsfrequenz (Schläge/Minute)
- Diese Werte werden im Protokoll festgehalten



www.pflegewiki.de/wiki/Pulsmessen

Informationen vor der Leistungsdiagnostik

Bitte beachten bzw. befolgen Sie folgende Dinge vor der Leistungsdiagnostik:

- Keine intensive Vorbelastungen in den 48 Stunden vor dem Test
- Fortsetzung individueller Essgewohnheiten
- Letzte Mahlzeit sollte spätestens drei Stunden vor Testbeginn eingenommen werden
- Ausreichend Flüssigkeitszufuhr vor dem Test, keine alkoholischen und koffeinhaltigen Getränke
- Genügend Schlaf vor dem Test, körperliches Wohlfühl als Ziel

Für Rückfragen stehen wir Ihnen sehr gerne zur Verfügung

Protokoll Messung der morgendlichen Ruheherzfrequenz

Bsp.

Tag	Uhrzeit	Schläge/ 30 sec	Schläge/ min	Besonderheiten am Vortag/in der Nacht
14.03.2013	06.30 Uhr	32	64	10-Stunden-Arbeitstag, erst 23.30 Uhr ins Bett gegangen, nachts durchgeschlafen

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich- Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. med. Ulrich C. Smolenski, Herr Prof. Dr. Egbert Johannes Seidel, Frau Dr.-Ing. Heike Hoyer, Herr Jürgen Hartmann und Herr Heiko Weirauch,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den

Martin Wick

Lebenslauf

Zu meiner Person

Name, Vorname	Wick, Hans Martin
Adresse	Am Planetarium 36, 07743 Jena
Geburtsdatum, -ort	14.01.1988, Erfurt
Familienstand	verheiratet, 2 Kinder
Staatsangehörigkeit	deutsch

Berufsleben

Seit 04/2018	Assistenzarzt Zentrum für Physikalische und Rehabilitative Medizin, SHK Weimar
10/2017 - 03/2018	Assistenzarzt Praxis Dr. med. Frank-Detlef Stanek, Jena
01/2016 - 08/2017	Assistenzarzt Klinik für Innere Medizin, RKK Apolda
07/2015 - 12/2015	Assistenzarzt Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Gefäßchirurgie, RKK Apolda
11/2014 - 06/2015	Assistenzarzt Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, RKK Apolda

Studium

04/2014 - 05/2014	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Note: gut 2,5)
02/2013 - 01/2014	Praktisches Jahr
04/2010 - 02/2013	Zweiter Abschnitt des Studiums Humanmedizin FSU Jena Wahlfächer: Manuelle Medizin (Note: 1), Sportmedizin (Note: 1)
03/2010	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Note: gut 2,5)
10/2007 – 09/2009	Erster Abschnitt des Studiums Humanmedizin FSU Jena

Freiwilliges Soziales Jahr

09/2006 - 08/2007	FSJ beim Thüringer Tennis-Verband e. V.
-------------------	---

Schulausbildung

09/1998 - 06/2006	Carl-Zeiss-Gymnasium Jena Abitur (Note: sehr gut 1,2)
-------------------	---

Praktische Erfahrungen

02/2013 - 01/2014	Praktisches Jahr <ul style="list-style-type: none"> 1. Tertial: Innere Medizin, RKK Apolda 2. Tertial: Zentrum für Physikalische und Rehabilitative Medizin, SHK Weimar 3. Tertial: Chirurgie, RKK Apolda
04/2010 - 02/2013	Famulaturen <ul style="list-style-type: none"> Innere Medizin, RKK Apolda Praxis Dr. med. Frank-Detlef Stanek, Jena Klinik für Psychiatrie und Psychotherapie, Universitätsklinikum Jena Zentrum für Physikalische und Rehabilitative Medizin, SHK Weimar

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Ulrich C. Smolenski möchte ich für die Möglichkeit zur Ausarbeitung des Themas und die zuverlässige Betreuung danken. Einen großen Dank richte ich ebenfalls an Herrn Prof. Dr. med. Egbert Johannes Seidel, welcher mir stets beratend zur Seite stand.

Die kollegiale Zusammenarbeit mit Herrn Heiko Weirauch und der wesp GmbH habe ich sehr geschätzt.

Zudem danke ich Frau Dr.-Ing. Heike Hoyer für ihre Hilfestellungen bezüglich der medizinischen Statistik.

Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn Jürgen Hartmann für die Unterstützung bei der Durchführung der Messungen bedanken.

Für die liebevolle Motivation und den tollen Rückhalt danke ich meiner Familie, insbesondere meinen Eltern und meiner Schwester, sowie meinen Freunden ganz herzlich.

Ich bin dankbar, dass Carlson und Merle so toll sind wie sie sind. Carolin möchte ich hiermit ebenfalls ganz sehr danken.

Meine Feli, ich danke dir für deine Geduld, deine Zeit, deine wertvollen Ratschläge und für deine Liebe.